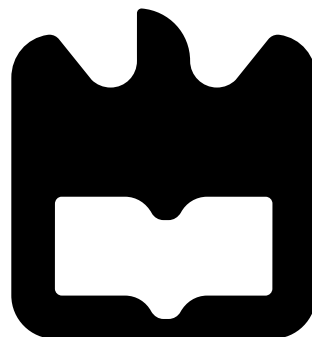




**Pedro Daniel  
Alves Ribeiro**

**Desenvolvimento de um Exosqueleto passivo para  
actividades fatigantes**







**Pedro Daniel  
Alves Ribeiro**

## **Desenvolvimento de um Exosqueleto passivo para actividades fatigantes**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica de António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, e de Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro





**o júri / the jury**

presidente / president

**Professor Doutor Robertt Angelo Fontes Valente**

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

**Professor Doutor João Paulo Flores Fernandes**

Professor Auxiliar da Universidade do Minho

**Professor Doutor António Manuel Godinho Completo**

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (orientador)

**Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas**

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (co-orientador)



## **agradecimentos / acknowledgements**

Começo por agradecer ao Professor António Completo e ao Professor Carlos Relvas, pela sua orientação durante todo este trabalho. A sua dedicação e confiança transmitidas, assim como as horas dispêndidas durante o desenvolvimento deste trabalho, foram para mim um exemplo máximo.

Desejo agradecer também ao Professor Francisco Queirós de Melo por toda a ajuda prestada durante a fase de dimensionamento hidráulico. Contudo, não posso deixar de agradecer a todos os professores que, durante o meu percurso académico, me influenciaram profundamente.

Ao Sérgio Oliveira, ao Sérgio Silva e à Joana Pereira pelas ajudas directas e indirectas durante este trabalho. Mas também, a todos os meus amigos e colegas já que, maior parte da motivação, partiu deles.

Por último, desejo agradecer aos meus pais, pelo apoio incessante e constante inspiração que me ofereceram durante toda a minha vida.



## Resumo

O desenvolvimento de estruturas mecânicas, que permitam a transferência de parte da carga transportada directamente para o solo, ao invés da via fisiológica das pernas do indivíduo, deverá permitir que soldados, bombeiros, trabalhadores do campo, entre outros, transportem cargas pesadas, reduzindo o risco de lesão e a quantidade de esforço metabólico que consomem na sua realização. Estes mecanismos podem, igualmente, permitir ao indivíduo uma maior rentabilização da sua capacidade física, possibilitando a realização de percursos de marcha mais longos, com menor dispêndio de energia. Outra potencial aplicação reside no auxílio do movimento de pessoas debilitadas fisicamente, onde estes mecanismos podem ser um meio para a minimização dos esforços desenvolvidos durante o ciclo de marcha. O trabalho aqui apresentado visou a realização de um anteprojecto e da análise estrutural de um exosqueleto passivo, para utilização em paralelo com os membros inferiores, de modo a que a carga adicional de uma mochila nas costas de um indivíduo, possa ser transferida, parcialmente, para o solo pela estrutura do exosqueleto, reduzindo o esforço físico desenvolvido pelo indivíduo. Foi igualmente objecto deste estudo, a implementação de sistemas passivos no exosqueleto que permitam o armazenamento de energia mecânica nas fases de trabalho negativo do membro inferior. Para alcançar este objectivo, procedeu-se, numa fase inicial, ao estudo da anatomia do membro inferior, em particular das suas articulações e respectivas estruturas musculoesqueléticas. Numa segunda fase, realizou-se um estudo biomecânico do membro inferior em termos cinemáticos e cinéticos. Estes dados permitiram determinar as amplitudes de movimentos e momentos nas diferentes articulações do exosqueleto, para diferentes actividades diárias. Numa terceira etapa realizou-se uma avaliação antropométrica do indivíduo, para diferentes percentis e posturas, com especial incidência nos dados antropométricos do membro inferior. Estes dados serviram de base ao dimensionamento dos diferentes segmentos do exosqueleto. Após esta etapa, analisaram-se, do ponto de vista estrutural, os diferentes tipos de exosqueletos desenvolvidos na última década, assim como a identificação das suas principais limitações. Procedeu-se, ainda, à realização de uma análise funcional, para a identificação dos principais requisitos que o exosqueleto deve respeitar na perspectiva do utilizador. De seguida, realizou-se o anteprojecto do exosqueleto com recurso a modelação geométrica em sistema de CAD. Na última etapa efectuou-se uma análise estrutural dos principais componentes do exosqueleto, identificando-se os componentes e as suas regiões críticas em termos estruturais. O anteprojecto aqui desenvolvido servirá de base à construção de um protótipo para a avaliação experimental da sua eficiência e desempenho.



## Abstract

The development of mechanical structures, that allow the transfer of part of the load carried, directly to the ground instead of the legs of the user, should allow that soldiers, fireman, field workers, among others, transport heavy loads, reducing the risk of lesion and the amount of metabolic effort needed for it's performance. These mechanisms also give the user an improvement in his physical ability, meaning he will be able to go further with less energy expenditure. Another potential application lies on the aid of physically disabled individuals where, this mechanisms, can be a way to minimize their effort during the gait cycle.

The work here presented, focused on the development of a preliminary project and a structural analysis of a passive exoskeleton, to be used in parallel with the lower limb, in order to transfer the additional load of a backpack, partially, to the ground, by it's structure. Thus, reducing the physical effort developed by the individual. It was also an objective of this study to implement passive systems into the exoskeleton, so that it allows the storage of mechanical energy in the phases of negative work of the lower limb. In order to achieve this objective, and in an initial phase, the anatomy of the lower limb was studied. In particular, it's joints and respective muscle-skeletal structures. In a second phase, it was performed a biomechanical study on the lower limb in terms of it's kinematics and kinetics. This data enabled to be determined the ranges of motion and torque on the different joints of the exoskeleton, for different daily activities. On a third phase, it was developed an anthropometric evaluation of the individual, for different percentiles and postures, with a particular note on the data of the lower limb. This data served as a base to the dimensioning of the different segments of the exoskeleton. After this phase, it was analyzed, from the structural point-of-view, the different types of exoskeletons that were developed in the last decade and the identification of their main limitations. But also, it was performed a functional analysis in order to identify the main requirements that the exoskeleton must fulfill from the user perspective. Following, it was developed the preliminary project of the exoskeleton using CAD geometric models. On the last phase, a structural analysis was performed on the main components of the exoskeleton, identifying the components and their critical zones, concerning their structure. This preliminary project will serve as a foundation for the construction of a prototype for the experimental evaluation of it's efficiency and performance.





# Conteúdo

<b>Conteúdo</b>	<b>i</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>iii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>ix</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2 Articulações do membro inferior</b>	<b>3</b>
2.1 A articulação da anca . . . . .	3
2.1.1 Ângulos nos movimentos da anca . . . . .	5
2.1.2 Ligamentos e músculos da anca . . . . .	6
2.2 A articulação do joelho . . . . .	8
2.2.1 Ângulos nos movimento do joelho . . . . .	8
2.2.2 Ligamentos e músculos do joelho . . . . .	9
2.3 A articulação do tornozelo . . . . .	11
2.3.1 Ângulos nos movimentos do tornozelo . . . . .	12
2.3.2 Ligamentos e músculos do tornozelo . . . . .	13
<b>3 Biomecânica do membro inferior</b>	<b>15</b>
3.1 Introdução . . . . .	15
3.2 Ciclo de marcha - marcha . . . . .	16
3.2.1 Articulação da anca . . . . .	19
3.2.2 Articulação do joelho . . . . .	21
3.2.3 Articulação do tornozelo . . . . .	22
3.3 Corrida . . . . .	24
3.3.1 Articulação da anca . . . . .	25
3.3.2 Articulação do joelho . . . . .	27
3.3.3 Articulação do tornozelo . . . . .	28
3.4 Subida e descida de escadas . . . . .	30
3.4.1 Articulação da anca . . . . .	31
3.4.2 Articulação do joelho . . . . .	32
3.4.3 Articulação do tornozelo . . . . .	34
<b>4 Antropometria</b>	<b>37</b>
4.1 Introdução . . . . .	37
4.2 Dados para a população masculina e feminina portuguesa . . . . .	39

4.3	Dados antropométricos do membro inferior . . . . .	41
<b>5</b>	<b>Princípio de funcionamento do exosqueleto e análise funcional</b>	<b>43</b>
5.1	Papel do exoesqueleto como sistema estrutural . . . . .	43
5.2	Problemas actuais e aplicações . . . . .	43
5.3	Exosqueletos em série . . . . .	44
5.4	Exosqueletos em paralelo . . . . .	45
5.4.1	Aumento do momento e trabalho mecânico . . . . .	45
5.4.2	Aumento da resistência humana . . . . .	47
5.4.3	Transferência de carga . . . . .	49
5.5	Análise funcional . . . . .	54
<b>6</b>	<b>Ante-projecto mecânico</b>	<b>57</b>
6.1	Seleção da secção tipo para os segmentos do exosqueleto . . . . .	57
6.2	Princípio de transferência de carga . . . . .	63
6.3	Articulação da anca . . . . .	66
6.3.1	Movimento de flexão/extensão . . . . .	67
6.3.2	Actuação mecânica . . . . .	68
6.3.3	Movimento de abdução/adução . . . . .	69
6.3.4	Determinação da geometria do perfil excêntrico para a abdução/adução da anca . . . . .	70
6.4	Articulação do joelho . . . . .	73
6.4.1	<i>Design</i> inicial . . . . .	73
6.4.2	Novo <i>design</i> . . . . .	74
6.4.3	Movimento de flexão/extensão . . . . .	74
6.4.4	Dimensionamento hidráulico . . . . .	76
6.4.5	Movimento de eversão/inversão . . . . .	78
6.5	Articulação do tornozelo . . . . .	78
6.5.1	Movimento de dorsiflexão/plantarflexão . . . . .	79
6.5.2	Actuação mecânica . . . . .	79
6.6	<i>Interface</i> com o utilizador . . . . .	81
<b>7</b>	<b>Simulação Estrutural</b>	<b>83</b>
7.1	Introdução . . . . .	83
7.2	Materiais e métodos . . . . .	83
7.3	Resultados . . . . .	87
7.3.1	Resultados para a posição de pé . . . . .	87
7.3.2	Resultados para a posição agachado . . . . .	99
7.4	Discussão . . . . .	110
<b>8</b>	<b>Conclusões e trabalhos futuros</b>	<b>113</b>
<b>A</b>	<b>Desenhos de conjunto</b>	<b>115</b>
<b>B</b>	<b>Desenhos de definição</b>	<b>121</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>189</b>

# Lista de Figuras

2.1	Perspectiva lateral do membro inferior. . . . .	3
2.2	Perspectiva lateral da articulação da anca. . . . .	4
2.3	<b>Legenda:</b> 1-Fémur; 2-Pubis; 3-Ligamento iliofemoral, lig. pubofemoral, lig. isquiofemoral; 4-Lig. da cabeça do fémur . . . . .	6
2.4	Flexão e extensão do joelho . . . . .	9
2.5	<b>Legenda:</b> 1-Patela; 2-Ligamento colateral peronial; 3-Menisco lateral; 4-Perónio; 5-Fémur; 6-Ligamento colateral tibial; 7-Menisco medial; 8-Tíbia; 9-Côndilo medial do fémur; 10-Lig. cruzado posterior; 11-Côndilo lateral do fémur; 12-Lig. cruzado anterior . . . . .	10
2.6	Perspectiva anterior do pé. . . . .	12
2.7	<b>Legenda:</b> 1-Perónio; 2-Tíbia; 3-Calcâneo; 4-Astrágalo; 5-Ligamento anterior tibioperonial; 6-Lig. calcâneo-peronial; 7-Lig. Deltóide . . . . .	13
3.1	Representação esquemática do ciclo de caminhada humano [Kaufman and Sutherland, 2006]. . . . .	16
3.2	Activação muscular típica dos grupos de músculos principais durante o ciclo de marcha [Whittle, 1996]. . . . .	17
3.3	Análise do trabalho positivo e negativo no ciclo de caminhada para as diferentes articulações do membro inferior onde os círculos vermelhos representam trabalho positivo e os círculos azuis o trabalho negativo [Walsh, 2006]. . . . .	18
3.4	Gráfico das velocidades angulares para: a)perna e b)coxa. As linhas ponteadas representam as velocidades angulares nos varios ciclos de caminhada enquanto que as linhas a cheio representam o valor médio da velocidade angular [Tong and Granat, 1999]. . . . .	19
3.5	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Whittle [1996]. . . . .	20
3.6	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Bowsher and Vaughan [1995]. . . . .	20
3.7	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	21
3.8	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de Whittle [1996]. . . . .	21
3.9	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	22
3.10	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	22

3.11	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de Whittle [1996]. . . . .	23
3.12	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	23
3.13	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	24
3.14	Gráfico da variação da força de reacção no pé para diferentes velocidades no caso masculino e feminino [Keller et al., 1996]. . . . .	25
3.15	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Novacheck [1998]. . . . .	26
3.16	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	26
3.17	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	27
3.18	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de Novacheck [1998]. . . . .	27
3.19	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	28
3.20	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	28
3.21	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de Novacheck [1998]. . . . .	29
3.22	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	29
3.23	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de DeVita et al. [1996]. . . . .	30
3.24	Variação da força de reacção do chão durante a subida (a) e durante a descida (b) de escadas. Adaptado de Stacoff et al. [2005]. . . . .	31
3.25	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. <b>Legenda:</b> linha a tracejado é a descida e a cheio é a subida . . . . .	31
3.26	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. <b>Legenda:</b> linha a tracejado é a descida e a cheio é a subida . . . . .	32
3.27	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Em (a) é representada a subida e em (b) a descida de escadas. Adaptado de [Duncan et al., 1997]. . . . .	32
3.28	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. <b>Legenda:</b> linha a tracejado é a descida e a cheio é a subida . . . . .	33
3.29	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. <b>Legenda:</b> linha a tracejado é a descida e a cheio é a subida . . . . .	33
3.30	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Em (a) é representada a subida e em (b) a descida de escadas. Adaptado de Duncan et al. [1997]. . . . .	34

3.31	Gráfico do Ângulo <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. <b>Legenda:</b> linha a tracejado é a descida e a cheio é a subida . . . . .	34
3.32	Gráfico do Momento <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. <b>Legenda:</b> linha a tracejado é a descida e a cheio é a subida . . . . .	35
3.33	Gráfico da Potência <i>vs.</i> tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Em (a) é representada a subida e em (b) a descida de escadas. Adaptado de Duncan et al. [1997]. . . . .	35
4.1	. . . . .	38
5.1	Exosqueletos que actuam em série com o membro inferior. <b>Legenda:</b> a) Sapato Springbuck [Herr and Gamow, 1997, 2000]; b) Exosqueleto PowerSkip [PowerSkip, 2010]; c) Exosqueleto SpringWalker™[Dick and Edwards, 1991] . . . . .	45
5.2	Exosqueletos que actuam em paralelo com o membro inferior de modo a aumentar o momento e o trabalho mecânico. <b>Legenda:</b> a) Exosqueleto HAL-5 [Kawamoto and Sankai, 2002; Kawamoto et al., 2003]; b) ortóse activa para o tornozelo e pé desenvolvida pelo <i>MIT Biomechatronics Group</i> [Blaya and Herr, 2004] . . . . .	47
5.3	Exosqueletos que actuam em paralelo com o membro inferior de modo a aumentar a resistência humana. <b>Legenda:</b> a) Exosqueleto desenvolvido pelo MIT para subir escadas; b) Gráfico que demonstra a relação entre o número $\bar{N}$ de ciclos até à exaustão normalizado pelo valor a rigidez zero, $\bar{N}_0$ pelo valor adimensional da rigidez da mola no braço K. K é definido como a rigidez da mola inserida k multiplicada pela máxima distância que a mola foi esticada $X_m$ e dividida pelo peso corporal do sujeito W [Herr and Gamow, 1997]. . . . .	49
5.4	Exosqueletos que actuam em paralelo com o membro inferior de modo a transferir carga para o solo. <b>Legenda:</b> a) Exosqueleto desenvolvido por Yagn [Yagn, 1890a]; b) Exosqueleto desenvolvido pelo <i>MIT Biomechatronics Group</i> [Herr et al., 2006; Grabowski and Herr, 2009]; c) Exosqueleto BLEEX [Zoss et al., 2006; Chu et al., 2005] . . . . .	51
5.5	Exemplos de exosqueletos que actuam em paralelo com o membro inferior de modo a transferir carga para o solo. <b>Legenda:</b> a) Exosqueleto desenvolvido por Chu and Chu [2009]; b) Exosqueleto desenvolvido por Shimada and Hirata [2007] . . . . .	54
5.6	Resultados da análise funcional com recurso ao QFD. Em 'a)', representação da análise QFD. Em 'b)', representação dos resultados relativos à priorização revista. Em 'c)', representação dos resultados da priorização da procura de qualidade. . . . .	55
6.1	Representação esquemática do caso de carga considerado. Adaptado de Walsh [2006] . . . . .	58
6.2	Diagrama de corpo livre utilizado na análise do segmento da coxa. . . . .	58
6.3	Geometrias escolhidas para a simulação numérica segundo os catálogos Hydro [2010] e Extrusal [2010]. . . . .	59

6.4	Representação do encastramento e aplicação de carga distribuída e momento no segmento em análise. Do lado direito encontra-se a ampliação do topo do segmento, mostrando o campo de deslocamentos nessa zona. . . . .	60
6.5	Compilação dos resultados das simulações efectuadas para as diversas secções e materiais relativamente às suas tensões máximas equivalentes de Von Mises, expressas em <i>MPa</i> . . . . .	61
6.6	Compilação dos resultados das simulações efectuadas para as diversas secções e materiais relativamente à sua flecha, expresso em <i>mm</i> . . . . .	62
6.7	Representação do modelo geral do exosqueleto. . . . .	63
6.8	Detalhe do exosqueleto onde é possível ver a estrutura de apoio da mochila e a sua ligação ao arnês. . . . .	64
6.9	Detalhe do exosqueleto onde é possível ver a ligação entre a articulação da anca e joelho. À direita, é feito o corte segundo o plano frontal. . . . .	65
6.10	Detalhe do exosqueleto onde é possível ver a ligação entre a articulação do joelho e tornozelo. À direita, é feito o corte segundo o plano sagital. . . . .	65
6.11	Detalhe do exosqueleto onde é possível ver a ligação entre a articulação do tornozelo e base. À direita, é feito o corte segundo o plano sagital. . . . .	66
6.12	Detalhe do exosqueleto onde é possível ver o sistema de actuação mecânica e a articulação da anca. . . . .	67
6.13	Sistema que permite o movimento de flexão/extensão da anca. À direita, representação em corte do sistema de mola, segundo o plano sagital. . . . .	67
6.14	Limites de movimento na articulação da anca onde esta ocorre a aproximadamente a 35° de flexão e 35° de extensão. Do lado direito, detalhe do rasgo no suporte da anca. . . . .	68
6.15	Sistema que permite o movimento de abdução/adução da anca. . . . .	70
6.16	Representação esquemática do movimento de abdução/adução da anca. Adaptado de Valiente [2005]. . . . .	71
6.17	Gráfico da magnitude do vector ' $r_6$ ', consoante a variação do ângulo ' $\theta$ ', na articulação da anca. Do lado direito, representação do perfil traçado pela trajectória desse vector. Adaptado de Valiente [2005]. . . . .	72
6.18	Representação do centro instantâneo de rotação para a perna do exosqueleto. Adaptado de Valiente [2005]. . . . .	72
6.19	Representação do centro instantâneo de rotação para a perna do exosqueleto e a sua sobreposição sobre o centro de rotação da anca. Adaptado de Valiente [2005]. . . . .	73
6.20	Primeiro conceito para articulação do joelho baseado num sistema hidráulico externo. . . . .	73
6.21	Representação dos graus de liberdade presentes no joelho. A vermelho, os movimentos de eversão/inversão do pé e a verde, os movimentos de flexão/extensão. . . . .	74
6.22	Representação da articulação do joelho. À direita, representação em corte, segundo o plano sagital, da articulação do joelho. . . . .	75
6.23	Limites de movimento na articulação do joelho onde esta ocorre a aproximadamente a 68° de flexão e 28° de extensão. . . . .	76
6.24	Representação esquemática para o dimensionamento hidráulico. . . . .	76
6.25	Representação em corte segundo o plano sagital da articulação do tornozelo. . . . .	79
6.26	Limites de movimento na articulação do tornozelo onde este ocorre a aproximadamente a 7° e a 30° de dorsiflexão e plantarflexão, respectivamente. . . . .	79

6.27	Sistemas de <i>interface</i> do exosqueleto. Em 'a)', sistema de <i>interface</i> com o tronco. Em 'b)', sistema de <i>interface</i> com a coxa. Em 'c)', sistema de <i>interface</i> com o pé. . . . .	81
7.1	Representação da malha de elementos finitos para o modelo global. . . . .	85
7.2	Representação das condições de fronteira e da aplicação do peso da mochila para a posição de pé e agachado. . . . .	87
7.3	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Apoio da mochila. . . . .	88
7.4	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Arnês. . . . .	88
7.5	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Placa interior. . . . .	89
7.6	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Placa exterior. . . . .	89
7.7	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio da anca. . . . .	90
7.8	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte da anca. . . . .	90
7.9	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Perfil excêntrico. . . . .	91
7.10	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio superior. . . . .	91
7.11	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Topo da coxa. . . . .	92
7.12	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio inferior. . . . .	92
7.13	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Segmento da coxa. . . . .	93
7.14	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio da coxa. . . . .	93
7.15	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte do joelho. . . . .	94
7.16	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Tampas da câmara hidráulica. . . . .	94
7.17	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio do joelho. . . . .	95
7.18	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio de ligação ao segmento da perna/ pistão rotativo. . . . .	95
7.19	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Segmento da perna. . . . .	96
7.20	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Tubo cilíndrico que permite a regulação no tornozelo. . . . .	96
7.21	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte do tornozelo. . . . .	97
7.22	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio do tornozelo. . . . .	97

7.23	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Base superior. . . . .	98
7.24	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Base inferior. . . . .	98
7.25	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Apoio da mochila. . . . .	99
7.26	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Arnês. . . . .	100
7.27	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Placa interior. . . . .	100
7.28	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Placa exterior. . . . .	101
7.29	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio da anca. . . . .	101
7.30	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte da anca. . . . .	102
7.31	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Perfil excêntrico. . . . .	102
7.32	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio superior. . . . .	103
7.33	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Topo da coxa. . . . .	103
7.34	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio inferior. . . . .	104
7.35	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Segmento da coxa. . . . .	104
7.36	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio da coxa. . . . .	105
7.37	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte do joelho. . . . .	105
7.38	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Tampas da câmara hidráulica. . . . .	106
7.39	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio do joelho. . . . .	106
7.40	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio de ligação ao segmento da perna/ pistão rotativo. . . . .	107
7.41	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Segmento da perna. . . . .	107
7.42	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Tubo cilíndrico que permite a regulação no tornozelo. . . . .	108
7.43	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte do tornozelo. . . . .	108
7.44	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio do tornozelo. . . . .	109
7.45	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Base superior. . . . .	109
7.46	Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Base inferior. . . . .	110



# Lista de Tabelas

3.1	Contribuição dos músculo do membro inferior durante a marcha. <b>Legenda:</b> ● - baixa actividade; ●● - actividade moderada; ●●● - alta actividade [Hamill and Knutzen, 1999]. . . . .	17
3.2	Contribuição dos músculo do membro inferior durante a corrida. <b>Legenda:</b> ● - baixa actividade; ●● - actividade moderada; ●●● - alta actividade [Hamill and Knutzen, 1999]. . . . .	25
3.3	Contribuição dos músculos do membro inferior durante a subida e descida de escadas. <b>Legenda:</b> ● - baixa actividade; ●● - actividade moderada; ●●● - alta actividade [Hamill and Knutzen, 1999]. . . . .	30
4.1	Dimensões Antropométricas Consideradas [Arezes et al., 2006]. . . . .	38
4.2	Média, desvio-padrão e percentis dos dados antropométricos da população masculina (n=492) [Arezes et al., 2006]. . . . .	39
4.3	Média, desvio-padrão e percentis dos dados antropométricos da população feminina (n=399) [Arezes et al., 2006]. . . . .	40
4.4	Valores médios (em mm) das dimensões antropométricas para diferentes populações europeias masculinas adultas [Arezes et al., 2006; Pheasant, 1998]. .	40
4.5	Valores médios (em mm) das dimensões antropométricas para diferentes populações europeias femininas adultas [Arezes et al., 2006; Pheasant, 1998]. . .	41
4.6	Dados antropométricos do membro inferior. [Drillis, 1966; Laboratory, 1988].	42
6.1	Propriedades mecânicas dos materiais em estudo. . . . .	60
6.2	Compilação dos resultados das simulações efectuadas para as diversas secções e materiais relativamente às suas tensões máximas equivalentes de Von Mises, expressas em <i>MPa</i> . . . . .	61
6.3	Compilação dos resultados das simulações efectuadas para as diversas secções e materiais relativamente à sua flecha e massa. . . . .	62
7.1	Compilação de materiais e métodos para ambas. <b>Legenda:</b> $\sigma_y$ - Tensão limite elástica, em MPa. $\nu$ - Coeficiente de <i>Poisson</i> . $E$ - Módulo de <i>Young</i> , em GPa. . .	86
7.2	Compilação dos resultados de tensões de Von Mises, para cada componente. Todos os valores apresentados encontram-se em MPa. Os valores assinalados com '*' encontram-se acima do limite elástico para o material considerado. . .	99
7.3	Compilação dos resultados de tensões de Von Mises, para cada componente. Todos os valores apresentados encontram-se em MPa. Os valores assinalados com '*' encontram-se acima do limite elástico para o material considerado. . .	110

7.4	Compilação dos resultados de tensões de Von Mises das simulações efectuadas para ambos os casos de estudo. Todos os valores apresentados encontram-se em MPa. Os valores assinalados com '*' encontram-se acima do limite elástico para o material considerado. . . . .	111
-----	---	-----

# Capítulo 1

## Introdução

O risco de lesões, associadas a actividades de elevado esforço metabólico, como sendo o caso do transporte de cargas pesadas através do uso do corpo humano, é bastante elevado. Para além disso, o esforço físico e consequente fadiga, é um fenómeno que é importante minimizar em áreas, como por exemplo, a militar. O desenvolvimento de uma estrutura mecânica, capaz de minimizar o esforço metabólico associado a estas actividades, assim como, a minimização do efeito de fadiga, é bastante interessante. O conceito passa portanto, pelo desenvolvimento de uma estrutura onde seja possível a transferência de parte da carga a transportar directamente para o solo. A isto irá corresponder a uma poupança metabólica pelo mais reduzido esforço físico. Esforço físico esse, que seria necessário, caso a carga fosse transmitida pelos membros do indivíduo.

O desenvolvimento de um exosqueleto com estas propriedades, pode então, aumentar a *performance* humana na sua locomoção, através do aumento da sua força, resistência física e velocidade. Para além disso, este tipo de mecanismos pode também ser usado por forma a auxiliar pessoas debilitadas, durante o seu movimento.

Este tipo de sistemas não é novo. Foram já desenvolvidos exosqueletos que permitem amplificar a força do seu utilizador, aplicar momentos em certas articulações por forma a ajudar durante o movimento ou até transmitir parte da carga transportada pelo utilizador para o chão. Alguns destes exosqueletos estão dependentes de fontes de energia externas por recorrerem a formas activas de actuação. Nestes compreendem-se os activados eléctrica e hidraulicamente Este tipo de exosqueletos permitem um maior controlo sobre a sua actuação, o que os torna interessantes para aplicações onde seja necessário ajudar no movimento de locomoção. Contudo, a sua dependência por fontes externas de energia, torna-os menos eficazes em áreas onde é necessário o seu uso prolongado ou onde será requerido silêncio durante o seu funcionamento. Para além disso, normalmente, este tipo de exosqueletos possuem uma volumetria e peso bastante elevados, o que faz diminuir a sua vantagem em comparação com exosqueletos do tipo passivo.

No presente trabalho, é pretendido o desenvolvimento de um exosqueleto passivo que seja projectado para a utilização em paralelo com os membros inferiores. Este tipo de exosqueleto deve ser capaz de reduzir a carga transportada pelo seu utilizador, reduzindo a carga que é transmitida por via fisiológica. Para além disso, deve de ser capaz de acompanhar e auxiliar o movimento dos membros inferiores, pelo recurso a sistemas passivos de armazenamento de energia mecânica.

Para isso, foi procedida à pesquisa dos principais elementos anatómicos dos membros

inferiores e a descrição anatómica em termos da sua constituição. É feita a descrição geral das articulações do membro inferior, nomeadamente a articulação da anca, a do joelho e a do tornozelo.

É realizado um estudo biomecânico do membro inferior. Este é feito para diversas actividades diárias, nomeadamente a marcha, a corrida e a subida e descida de escadas. São determinadas as amplitudes de movimentos para as articulações do membro inferior, assim como os momentos e potências. É também indicada a contribuição muscular para cada actividade no decorrer do seu ciclo.

Procede-se à recolha dos dados antropométricos dos membros inferiores por forma a determinar as dimensões médias dos segmentos do exosqueleto.

São analisados os diversos tipos de exosqueletos desenvolvidos, catalogando-os por orientação segundo os membros inferiores e objectivo principal de actuação. Com esta informação, é realizada uma análise funcional, com recurso ao *Quality function deployment* - QFD. Através desta análise, são identificadas as prioridades em termos de procura de qualidade e de satisfação do utilizador.

Os dados adquiridos anteriormente, nos diversos estágios deste trabalho, são utilizados no desenho, através de uma plataforma CAD, de um modelo de exosqueleto passivo paralelo em relação aos membros inferiores. Neste, é realizada uma análise preliminar da secção e material a escolher para os segmentos principais do exosqueleto. É também realizado o dimensionamento de um joelho hidráulico por forma a regular a velocidade relativa entre os segmentos da perna e da coxa. É também realizado o dimensionamento de molas para as articulações da anca e tornozelo, por forma a absorver energia negativa, gerada durante o movimento, e libertá-la durante a fase positiva.

Por fim, é efectuada uma análise estrutural dos principais componentes do exosqueleto desenvolvido, com recurso ao método dos elementos finitos. Através desta análise, é possível identificar os componentes e as suas regiões críticas, em termos estruturais.

## Capítulo 2

# Articulações do membro inferior

Neste capítulo irão ser caracterizadas as articulações do membro inferior, figura 2.1, nomeadamente a articulação da anca, a do joelho e a do tornozelo.



Figura 2.1: Perspectiva lateral do membro inferior.

### 2.1 A articulação da anca

A pélvis, em conjunto com a articulação da anca, figura 2.2, exerce um papel integral no suporte do peso do corpo. Estas fazem parte de um sistema em cadeia cinética fechada no qual as forças sobem pela anca e pélvis indo para o tronco, ou descem do tronco pela pélvis e

anca até ao joelho, pé e solo. Na pélvis partem 28 músculos do tronco e coxa embora nenhum deles seja posicionado para agir somente sobre a cintura pélvica. Mas, deste posicionamento da pélvis com a articulação da anca, e em conjunto com acção muscular contínua, é assegurado o equilíbrio, através de pequenos e precisos ajustes a nível muscular. De modo a colocar a anca em posição favorável para a ocorrência de movimento nos membros inferiores, a pélvis necessita de ser orientada para essa posição, de modo a haver um movimento concomitante da cintura pélvica e da coxa na anca obtendo deste modo, acções articulares eficientes.



Figura 2.2: Perspectiva lateral da articulação da anca.

A inserção óssea do membro inferior no tronco ocorre pela cintura pélvica, sendo esta formada pelos ossos coxais direito e esquerdo. Cada um destes é constituído por uma união fibrosa entre o topo do osso ílio, os ossos ísquios posterior e inferior e os ossos púbicos anterior e inferior. Os lados direito e esquerdo ligam-se anteriormente na sínfise púbica, uma articulação cartilaginosa com fibrocartilagem, que estabelece uma ligação firme entre os ossos direito e esquerdo da coxa, limitando os movimentos dessa mesma articulação através de um ligamento púbico que corre ao longo das partes anterior, posterior e superior da articulação.

A pélvis é ligada ao tronco pela articulação sacroíliaca, uma articulação sinovial forte que contém um suporte ligamentar macio, fibrocartilaginoso e potente. A superfície articuladora do sacro aponta posteriormente e lateralmente e articula-se com o ílio, apontando este para a frente e medialmente. É esta articulação sacroíliaca que transmite o peso do corpo para a anca e fica sujeita a cargas provenientes da região lombar ou do solo. Para além desta função, esta articulação é também uma absorvedora de energia das forças de atrito durante o andar.

A articulação da anca é geralmente classificada como uma articulação muito estável, con-

tudo, móvel. Também designada por coxo-femoral, esta articulação é formada pela cabeça do fêmur, que roda dentro do acetábulo formado pelos ossos da bacia. O acetábulo é uma superfície côncava onde a cabeça esférica do fêmur se ajusta confortavelmente graças ao revestimento de cartilagem na cavidade acetabular. Esta cartilagem é mais espessa na borda da cavidade, não existindo cartilagem no lado de baixo do acetábulo.

De modo a facilitar a distribuição das forças absorvidas pela anca, tanto a cabeça do fêmur como o acetábulo são constituídos por uma grande parte de osso trabecular. Para além disso, a cabeça do fêmur é também revestida com cartilagem articular mais espessa na zona média, onde maior parte da carga é suportada.

O colo femoral, que separa o fêmur da articulação da anca, é formado por osso trabecular e com uma fina camada de osso cortical de modo a reforçar a parte inferior do colo, em resposta ao nível de tensão existente nessa zona em termos de forças. A porção medial do colo femoral é responsável por suportar as forças de reacção do solo enquanto que a porção lateral é responsável por resistir às forças compressivas criadas pelos músculos. A posição do colo femoral é feita de forma a facilitar uma articulação conveniente dentro da articulação da anca. Esta posição é caracterizada por um ângulo específico nos planos frontal e transversal onde o ângulo de inclinação segundo o plano frontal é de, aproximadamente,  $125^\circ$  em relação ao corpo femoral, e de  $12$  a  $14^\circ$  segundo o plano transversal em relação ao fêmur.

### 2.1.1 Ângulos nos movimentos da anca

O ângulo de inclinação, dado segundo o plano frontal, determina a efectividade dos abdutores da anca, o comprimento do membro e as forças sobre a articulação. Este ângulo varia de acordo com a idade onde se verifica que, no nascimento, este seja mais largo entre  $20$  a  $25^\circ$ , diminuindo progressivamente até o final da idade adulta. Se a amplitude do ângulo for superior a  $125^\circ$ , denomina-se este posicionamento de coxa valga. Neste tipo de posicionamento aumenta o comprimento do membro, reduz a efectividade dos abdutores da anca, aumenta a carga sobre a cabeça femoral e diminui a sobrecarga sobre o colo femoral. Quando a amplitude do ângulo de inclinação é menor que  $125^\circ$ , este posicionamento é denominado de coxa vara, tendo como consequência a redução do comprimento do membro, o aumento da efectividade dos abdutores da anca, a diminuição da carga sobre a cabeça femoral e o aumento da sobrecarga sobre o colo femoral. Este tipo de posicionamento dá uma vantagem a nível mecânico sobre os abdutores, contrapondo as forças sofridas pelo peso corporal e reduzindo assim a quantidade de força necessária para fazer esse trabalho a nível muscular.

O ângulo do colo femoral segundo o plano transversal, também denominado por ângulo de anteversão, é excessivo caso a articulação da anca rode para além dos  $14$  graus segundo a orientação definida anteriormente, fazendo com que a cabeça do fêmur fique descoberta, sendo necessário que a pessoa assuma outra posição de modo a acompanhar essa anteversão. No caso da retroversão, o ângulo é revertido e movido posteriormente, reflectindo-se isto num andar rodado externamente.

A articulação da anca permite uma grande amplitude de movimentos em três direcções onde a coxa pode mover-se, por extensão e hiperextensão no plano sagital, considerando um eixo fixo, entre  $70$  a  $140$  graus e  $4$  a  $5$  graus respectivamente. Contudo, o movimento de hiperextensão é limitado pela cápsula anterior, pelos músculos flexores da anca e pelo ligamento iliofemoral, enquanto que o movimento de flexão é limitado pelos isquiotibiais. Nos movimentos de abdução e adução, a coxa pode abduzir aproximadamente  $30$  graus e aduzir cerca de  $25$  graus em relação à sua posição anatómica. A limitação do movimento de abdução

dá-se pelos adutores enquanto que o movimento de adução é limitado pelo tensor da fáscia lata. A coxa pode também girar internamente ou externamente, segundo a sua posição anatómica, numa amplitude de 70 e 90 graus respectivamente sendo estes movimentos restringidos pelo grupo muscular antagonista e pelos ligamentos da articulação da anca.

### 2.1.2 Ligamentos e músculos da anca

Ao redor da pélvis há uma cápsula reforçada por ligamentos e pelo tendão do músculo psoas. Existem três ligamentos que se unem com esta cápsula articular, sendo eles os ligamentos iliofemoral, pubofemoral e isquiofemoral. O ligamento iliofemoral é um ligamento forte e responsável por suportar a articulação anterior da pélvis na postura em pé e resiste aos movimentos de extensão, rotação interna e alguma rotação externa, sendo também capaz de suportar a maior parte do peso corporal. Este ligamento pode também limitar o movimento de hiperextensão até deixar de ocorrer na articulação da anca propriamente dita, para passar a ocorrer como consequência da inclinação pélvica anterior. Por sua vez, o ligamento pubofemoral, resiste primariamente à abdução e oferece alguma resistência à rotação externa. Já do lado de fora da articulação, o ligamento isquiofemoral, localizado na cápsula posterior, resiste à adução e rotação interna. Nenhum destes ligamentos resiste durante o movimento de flexão, antes pelo contrário. Isto faz com que o movimento de flexão seja o de maior amplitude [Hamill and Knutzen, 1999].

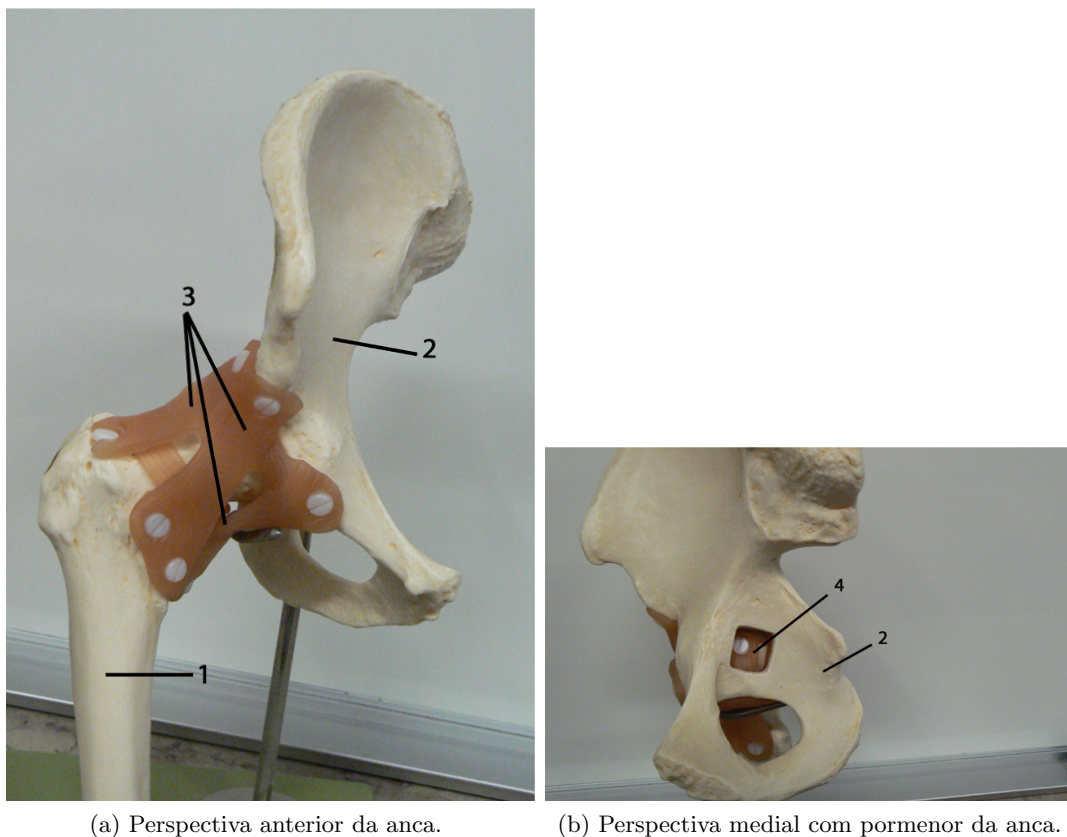


Figura 2.3: **Legenda:** 1-Fémur; 2-Pubis; 3-Ligamento iliofemoral, lig. pubofemoral, lig. isquiofemoral; 4-Lig. da cabeça do fémur



São muitos os músculos que participam nos diversos movimentos da articulação da anca. Estes músculos são os seguintes:

- iliopsoas;
- ilíaco;
- recto femoral;
- tensor da fáscia lata;
- glúteos médio, mínimo e máximo;
- sartório;
- adutores curto e longo;
- pectíneo;
- grácil;
- semimembranoso e semitendinoso;
- adutores;
- obturadores externo e interno;
- bíceps femoral;
- gêmeos superior e inferior;
- quadrado femoral;
- piriforme;
- gastrocnémio;

Como se pode verificar os músculos que têm papel no movimento desta articulação são numerosos. Em cada movimento que a articulação faz, diversos músculos entram em acção. Estes movimentos contemplam o movimento de flexão, o movimento de extensão, o movimento de abdução, o movimento de adução, o movimento de rotação medial e por fim o movimento de rotação lateral.

Os músculos que participam no movimento de flexão são: iliopsoas maior, ilíaco, recto femoral, tensor da fáscia lata, glúteos médio e mínimo, sartório, adutores curto e longo, pectíneo e grácil.

Os músculos que participam no movimento de extensão são: glúteo máximo, bíceps femoral, semimembranoso, semitendinoso, glúteo médio e adutor magno.

Os músculos que participam no movimento de abdução são: glúteo médio e mínimo, deltóide glúteo, piriforme, obturadores interno e externo, gastrocnémio e sartório.

Os músculos que participam no movimento de adução são: adutor magno, longo e curto, pectíneo, grácil, iliopsoas maior, ilíaco, bíceps femoral e o feixe profundo do glúteo máximo.

Os músculos que participam no movimento de rotação medial são: glúteo médio e mínimo e o tensor da fáscia lata.

E por fim os músculos que participam no movimento de rotação lateral são: piriforme, obturadores interno e externo, gastrocnémio, quadrado femoral, glúteo máximo, bíceps femoral e adutores [Calais-Germain, 2002].

## 2.2 A articulação do joelho

A articulação do joelho é a maior e das mais complexas do corpo humano e é uma articulação em dobradiça bicondilar sinovial entre os côndilos do fémur e os da tíbia, com a patela anteriormente. Dentro desta articulação podem ser identificadas 3 articulações separadas: duas articulações femorotibiais e uma articulação femoropatelar.

A articulação do joelho permite o suporte do peso do resto do corpo podendo assim efectuar movimentos livres num plano e permitir grande estabilidade ao equilíbrio do corpo. Na maioria das articulações mobilidade e estabilidade são duas funções difíceis de assegurar em simultâneo, sendo que normalmente uma é ignorada em prol da outra mas o mesmo não se passa na articulação do joelho, sendo que esta consegue assegurar as duas funções em simultâneo. Isto é possível devido a interacções entre ligamentos, músculos e movimentos complexos de deslizamento e rolamento nas superfícies articulares. Embora o joelho ofereça uma grande mobilidade e estabilidade pelas razões anteriores é uma articulação propensa a entorses e luxações devido ao pequeno grau de encaixe das superfícies articulares.

Apesar de acima ter sido referido que o joelho é uma articulação em dobradiça, permitindo flexão e extensão, figura 2.4, no plano sagital, esta também permite uma ligeira rotação da perna quando o pé não se encontra apoiado no solo e estando joelho flectido. Com estes movimentos e o facto de o joelho suportar o peso quase total do corpo, pode parecer ser uma tarefa difícil e instável mas a segurança do joelho é assegurada por vários mecanismos compensadores. Estes mecanismos são por exemplo: fortes ligamentos colaterais e intracapsulares, uma expansão das superfícies de sustentação de peso do fémur e da tíbia e uma cápsula forte.

A articulação do joelho possui músculos muito fortes que, em conjunto com a articulação do tornozelo, actua como um forte impulsor do corpo por exemplo enquanto caminhamos. Esta trabalha também sobre compressão axial do peso do corpo sob a acção da gravidade. A articulação recebe e absorve grandes esforços provenientes dos movimentos laterais do corpo no plano frontal e as rotações axiais, com estes esforços ainda mais é exigido desta articulação e torna obrigatório a presença de mecanismos compensatórios acima referidos.

### 2.2.1 Ângulos nos movimentos do joelho

Como o colo femoral projecta-se por cima da diáfise, os eixos anatómicos do fémur e da tíbia não coincidem, mas formam um ângulo aberto para fora entre 170-175° (o ângulo femorotibial). Nalguns casos de doenças o ângulo femorotibial pode ser maior ou menor que o esperado (170-175°), *genu varus* (joelho varo) quando o grau é maior e *genu valgus* (joelho valgo) quando o grau é menor. Estas condições dão o aspecto de "pernas arqueadas" ou "joelhos próximos", respectivamente. Apesar de tudo o joelho valgo é comum nas crianças quando estas começam a andar e esta característica vai desaparecendo ao longo da idade [Palastanga et al., 2000].

O joelho flexiona mais ou menos 145° com a coxa flectida, e 120° com a coxa hiperestendida. A relação comprimento-tensão é responsável por esta diferença de amplitude. Durante o movimento da flexão, há uma rotação interna da tíbia sobre o fémur. Ocorrem portanto 6 a 30° de rotação interna pelos 90° de flexão, este fenómeno também ocorre durante a

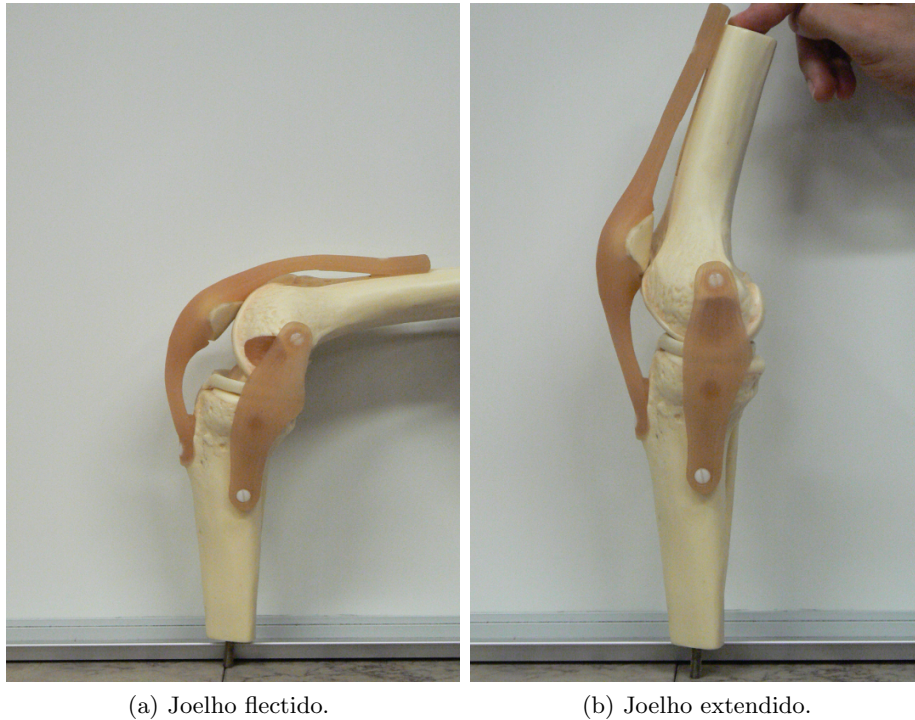


Figura 2.4: Flexão e extensão do joelho

dorsiflexão e a pronação do pé, com cerca de  $6^\circ$  de movimento subtalar criam-se cerca de  $10^\circ$  de rotação interna. Da mesma maneira que ocorre uma rotação interna também existe uma rotação externa, esta é caracterizada pela rotação da patela para fora, sobre um eixo longitudinal.

Durante o movimento da extensão ocorrem movimentos contrários e a amplitude deste movimento termina, geralmente com  $10^\circ$  de hiperextensão. Este movimento é acompanhado pela rotação externa que culmina com uma acção de travamento no final do mesmo, esta acção é denominada por *mecanismo de parafusar* a articulação. Este mecanismo é o ponto em que os côndilos medial e lateral são travados para o interior do joelho, e ocorre durante os  $20^\circ$  finais da extensão.

Durante a marcha, quando o pé toca no solo a articulação do joelho está quase estendida ( $5$  a  $8^\circ$  de flexão), rodada, e em máxima posição de varo. Durante esta fase de apoio do pé, o joelho passa por  $17$  a  $20^\circ$  de flexão,  $5$  a  $7^\circ$  de rotação interna,  $7$  a  $14^\circ$  de rotação externa e  $3$  a  $7^\circ$  de movimento varo. Nesta fase o joelho move-se de flexão durante o momento em que o calcanhar está em contacto com o chão, para extensão durante a retirada do mesmo, de rotação interna para externa e de valgo para varo. Durante a fase de balanço, ocorre cerca de  $60$  a  $88^\circ$  de flexão do joelho,  $12$  a  $17^\circ$  de rotação e  $8$  a  $11^\circ$  de valgo [Hamill and Knutzen, 1999].

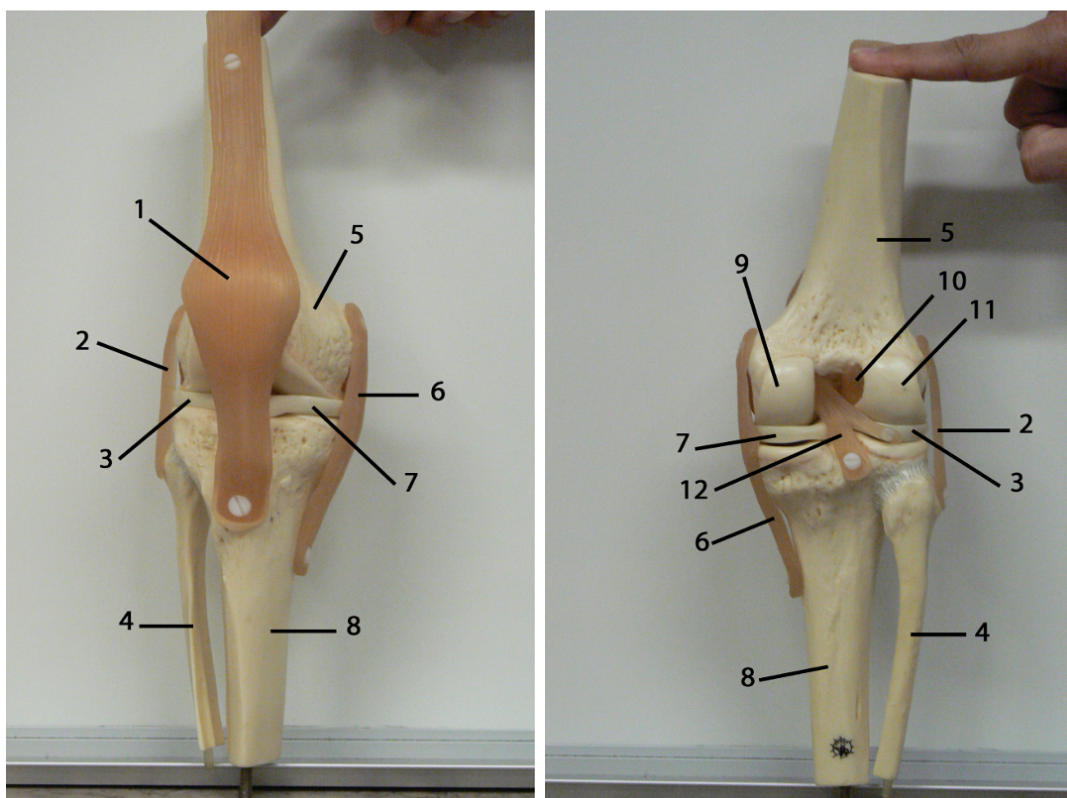
### 2.2.2 Ligamentos e músculos do joelho

Como acima foi referido o joelho é apoiado por fortes músculos e ligamentos. Dentro da área dos ligamentos encontram-se os ligamentos cruzados anterior e posterior, que estão

localizados no interior da cápsula articular, o anterior está fixado desde a parte antero-interna da espinha da tíbia para a face interna do côndilo femoral lateral, o posterior estende-se da parte posterior da espinha da tíbia para a parte externa do côndilo medial. Depois temos os ligamentos colaterais peronial e tibial, que estão localizados na parte lateral do joelho. O ligamento colateral peronial é um ligamento arredondado que se estende da tuberosidade do côndilo lateral femoral e na cabeça do perônio. O ligamento colateral tibial insere-se na tuberosidade do côndilo medial do fêmur e no bordo interno da tíbia.

O ligamento rotuliano é uma banda espessa, pesada e fibrosa entre a rótula e a tuberosidade anterior da tíbia. Por fim temos os ligamentos popliteus, o poplíteo oblíquo e o poplíteo arqueado. O poplíteo oblíquo é uma extensão do tendão semimembranoso. O poplíteo arqueado estende-se da cabeça peronial posterior para a cápsula fibrosa posterior.

Inseridos nesta articulação encontram-se os meniscos medial e lateral. Estes são dois discos fibrocartilaginosos em forma de meia-lua, que se encontram localizados na parte superior da tíbia. A função destes é absorver choques e assim proporcionar aos ossos em volta menos desgaste. Na figura 2.5 pode ser visto com detalhe os diversos ligamentos da articulação do joelho.



(a) Perspectiva anterior do joelho.

(b) Perspectiva posterior do joelho.

Figura 2.5: **Legenda:** 1-Patela; 2-Ligamento colateral peronial; 3-Menisco lateral; 4-Perônio; 5-Fémur; 6-Ligamento colateral tibial; 7-Menisco medial; 8-Tíbia; 9-Côndilo medial do fémur; 10-Lig. cruzado posterior; 11-Côndilo lateral do fémur; 12-Lig. cruzado anterior

Existem cerca de 13 bolsas sinoviais na articulação do joelho. A função destas é reduzir

a fricção provocada pelos tendões localizados em redor do joelho contra as áreas ósseas ou outros tendões. Existem 4 bolsas que se situam anteriormente, 4 que se situam lateralmente e 5 que se situam medialmente às proximidades do joelho.

Por fim temos os músculos e estes podem ser enumerados:

- Músculo recto femoral;
- Músculo vasto lateral;
- Músculo vasto medial;
- Músculo vasto intermédio;
- Músculo semimembranoso;
- Músculo semitendinoso;
- Músculo bíceps femoral;
- Músculo poplíteo;
- Músculo gastrocnémio;

Pode-se também referir os músculos grácil, sartório e tensor fáscia lata que apesar de não terem função como músculo principal devido ao seu ângulo de tracção e por serem pequenos em relação aos outros músculos, ainda dão estabilidade à articulação do joelho [Ferreira et al., 2009].

Estes músculos participam em diferentes tipos de movimentos o joelho, uns ficam abstraídos de alguns movimentos e outros noutros. Na flexão os músculos do joelho que participam no movimento são: bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso, sartório, grácil, gastrocnémio, poplíteo e o plantar delgado.

Na extensão os músculos do joelho que participam no movimento são: quadríceps femoral, recto femoral, vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio, tensor da fáscia lata e o glúteo máximo.

Na rotação interna do joelho os músculos que participam no movimento são: semitendinoso, semimembranoso, sartório, grácil e o poplíteo.

Na rotação externa do joelho os músculos que participam no movimento são: bíceps femoral, tensor da fáscia lata e as fibras laterais de glúteo máximo [Rodrigues and da Silva, 2009].

## 2.3 A articulação do tornozelo

A articulação do tornozelo é a última do membro inferior a ser caracterizada neste trabalho e é uma articulação sinovial em dobradiça, sendo que esta só tem um grau de liberdade, portanto só pode efectuar movimentos de flexão e extensão, por outras palavras flexão plantar e dorsiflexão, respectivamente. O tornozelo é uma articulação que é formada por três ossos: a tibia, o perónio e o astrágalo. Esta articulação tem um aspecto característico de uma junta de macho e fêmea, a tibia e o perónio formam a "fêmea" da junta e o corpo do astrágalo forma o "macho".

Apesar das articulações do joelho e do tornozelo estarem situadas num plano horizontal, os movimentos simultâneos destas duas só podem ser possíveis se forem permitidos movimentos noutras articulações, essencialmente pela articulação subastragaliana, para compensar a obliquidade do eixo da articulação do tornozelo. Esta obliquidade é caracterizada pela rotação para fora da extremidade inferior da tíbia, isto quer dizer que na flexão plantar o pé move-se para baixo e lateralmente ao invés que na dorsiflexão ele move-se para cima e medialmente. Na figura 2.6 pode ser ver visualizado o tornozelo na sua perspectiva anterior.



Figura 2.6: Perspectiva anterior do pé.

Pode-se concluir então que o movimento do pé no tornozelo raramente é efectuado isoladamente, ele é invariavelmente combinado com a acção de outras articulações, a subastragaliana e a mediotársica, assim a flexão plantar, ou inversão, é associada com adução e abdução do pé e a dorsiflexão, ou eversão, é associada com a abdução e pronação do pé. A articulação do tornozelo é então composta por três articulações. Uma articulação única, que é a articulação do tornozelo, é a que controla o pé no plano sagital e também é a responsável pela propulsão e restrição necessárias durante a marcha. Depois temos a articulação subastragaliana e por fim temos a articulação mediotársica.

Portanto estas séries de articulações, apoiadas pela rotação axial do joelho, formam uma articulação única com três graus de liberdade de movimento, permitindo ao pé mover-se em qualquer posição no espaço e adaptar-se a irregularidades que possam existir no solo.

### 2.3.1 Ângulos nos movimentos do tornozelo

A flexão plantar é um movimento que é caracterizado pelo afastamento do pé da perna, visualmente é como ficar em pé sobre a ponta dos dedos. Este movimento é limitado pelo astrágalo e pela tíbia, pelos ligamentos e cápsula e pelos músculos dorsiflexores. A amplitude média para a flexão plantar é de cerca de  $50^\circ$ , com 20 a  $25^\circ$  de flexão plantar na marcha.



O tipo de pé também pode afectar a quantidade de supinação e de pronação. No pé comum com um eixo subastragaliano de 42 a 45°, a rotação interna da perna é igual à rotação interna do pé. Num pé com um arco elevado, o eixo da articulação subastragaliana encontra-se vertical e o ângulo deste é maior que 45°. Esta característica causa o efeito de para qualquer rotação interna da perna, ocorrer menos rotação interna do pé, fazendo assim haver menos pronação para qualquer rotação da perna.

### 2.3.2 Ligamentos e músculos do tornozelo

A estabilidade da articulação do tornozelo é possível devido a diversos ligamentos envolventes a esta. Estes formam uma cápsula fibrosa, sendo que a parte interna e externa desta é espessada por ligamentos. O ligamento lateral interno é um espessamento interno da cápsula fibrosa que conecta o maléolo interno ao calcâneo, ao escafoide e ao astrágalo. A parte superficial deste também é denominada por deltoide, o forte ligamento do tornozelo. O ligamento externo do feixe perónio-calcânico estende-se desde o maléolo externo para a superfície lateral do calcâneo. Este é independente da cápsula fibrosa do tornozelo. O ligamento externo do feixe perónio-astragaliano estende-se desde o maléolo externo ao colo do astrágalo. Este é fundido com a cápsula fibrosa da articulação do tornozelo [Palastanga et al., 2000]. Na figura 2.7 podem ser vistos os diversos ligamentos da articulação do tornozelo.

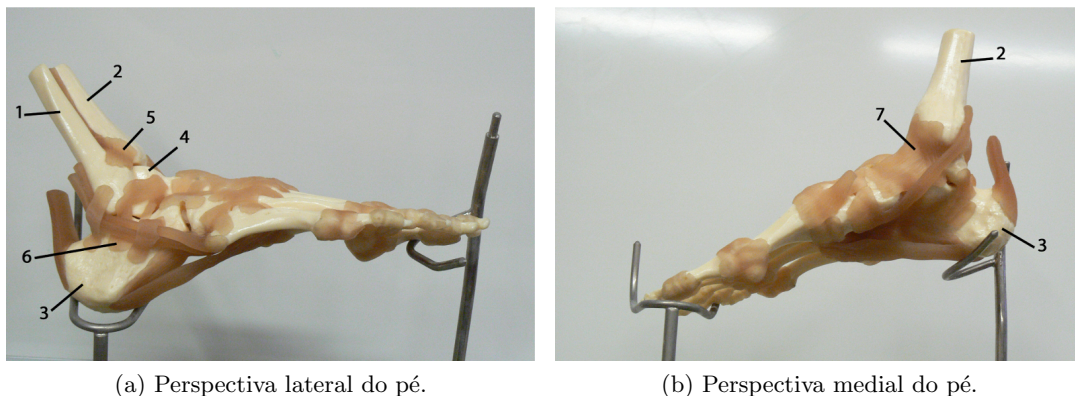


Figura 2.7: **Legenda:** 1-Perónio; 2-Tíbia; 3-Calcâneo; 4-Astrágalo; 5-Ligamento anterior tibioperonial; 6-Lig. calcâneoperonial; 7-Lig. Deltóide

Os ligamentos em conjunto com músculos permitem ao tornozelo a realização de vários movimentos. De seguida são definidos estes movimentos e os músculos envolvidos durante os mesmos.

- **Flexão Plantar** - movimento que traduz a planta do pé ficar voltada para o chão. Os músculos envolvidos neste movimento são: gastrocnémio e sóleo e a amplitude de movimento é de 0-50°.
- **Flexão Dorsal** - movimento que traduz o dorso do pé ficar voltado para a cabeça. Os músculos envolvidos neste movimento são: tibial anterior e extensor longo dos dedos e a amplitude de movimento é de 0-20°.

- **Inversão** - movimento que traduz virar-se a planta do pé para a perna. Os músculos envolvidos são; tibial anterior e posterior e a amplitude de movimento é de 0-45°.
- **Eversão** - movimento que traduz virar-se a planta do pé para a parte lateral da perna. Os músculos envolvidos são: extensor longo dos dedos e peroneal longo e curto e a amplitude de movimento é de 0-30° [Rodrigues and da Silva, 2009; Seeley et al., 2001].



## Capítulo 3

# Biomecânica do membro inferior

### 3.1 Introdução

O estudo da biomecânica incorpora os princípios da mecânica, que é por sua vez, um dos ramos das ciências físicas que investiga os efeitos da energia e das forças na matéria ou em sistemas materiais. Geralmente, esta abrange uma vasta gama de aplicações que pode incluir aspectos da mecânica clássica, ciência dos materiais, mecânica dos fluidos, transferência de calor e termodinâmica, numa tentativa de modelar e prever o comportamento mecânico de qualquer sistema vivo. É exactamente este aglomerado e a integração destas disciplinas, envolvendo a aplicação da matemática, física, princípios físicos e metodologias da engenharia, o responsável pelo avanço do estudo da biomecânica [Peterson and Bronzino, 2008]. A biomecânica lida portanto, com a resposta temporal e espacial característica de sistemas sólidos, fluidos e viscoelásticos a nível biológico, sujeitos a forças internas e externas [Schneck and Bronzino, 2003].

Contudo, os fenómenos do mundo real diferem dos modelos matemáticos. Como maior parte dos sistemas biomecânicos são inerentemente complexos e não podem ser definidos adequadamente usando apenas teoria e matemática, a biomecânica deve ser considerada uma disciplina cujo progresso depende bastante da pesquisa e experimentação. A aplicação da biomecânica é, tradicionalmente, focada na modelação de sistemas do corpo humano, como o sistema musculo-esquelético, respiratório, cardiovascular e cardiopulmunar [Peterson and Bronzino, 2008].

Incidindo sobre o estudo da mecânica dos sólidos a nível biológico, é geralmente incluído neste tema estudos sobre a cinemática e cinética da postura humana e locomoção sendo este designado por biodinâmica.

Em todo o caso, pode-se dividir a biomecânica em dois objectivos principais: em primeiro lugar, o de entender aspectos fundamentais de funções fisiológicas para fins puramente médicos, e em segundo lugar, o de elucidar essas mesmas funções para aplicações maioritariamente não-médicas. As aplicações não-médicas da biomecânica exploram essencialmente os mesmos métodos e tecnologias utilizados pelos fins puramente médicos. No entanto, e ao contrário destas, as aplicações não-médicas envolvem sobretudo estudos de modo a definir a resposta do corpo a ambientes "não-usuais", como por exemplo, condições extremas de temperatura, humidade, altitude, pressão, etc. Outras aplicações usuais são as ligadas à segurança de veículos, a mecânica de actividades desportivas ou mesmo a melhoria de *performance* de capacidades humanas [Schneck and Bronzino, 2003].

Nesta parte do trabalho vai ser dada a conhecer o modo como a marcha, a corrida e a subida e a descida de escadas, afectam as articulações em questão. Vão ser analisadas as forças, os ângulos, os momentos e as potências nas articulações durante estes movimentos.

## 3.2 Ciclo de marcha - marcha

Este movimento é caracterizado pelo movimento do corpo humano a uma velocidade normal, ou seja, sem a exigência de muito esforço por parte dos músculos ou do corpo em si. Pode-se dizer que tem 2 fases: a fase de apoio e a fase de balanço. A fase de apoio é caracterizada pelo apoio de uma perna aquando do movimento da outra, ou seja, se o movimento começa com a perna esquerda suspensa no ar, a perna direita estará em apoio no solo e será devido a este que o corpo se manterá em equilíbrio. A fase de balanço caracteriza-se pelo contacto da perna esquerda no solo, seguindo o mesmo movimento anterior, e com o balanço da perna direita no ar para depois retomar o contacto ao solo e assim iniciar mais um ciclo de movimento. A passagem de fases ocorre aos 60% do tempo relativo do movimento. Este movimento pode ser visto na figura 3.1 onde estão descritas as várias fases previamente mencionadas.

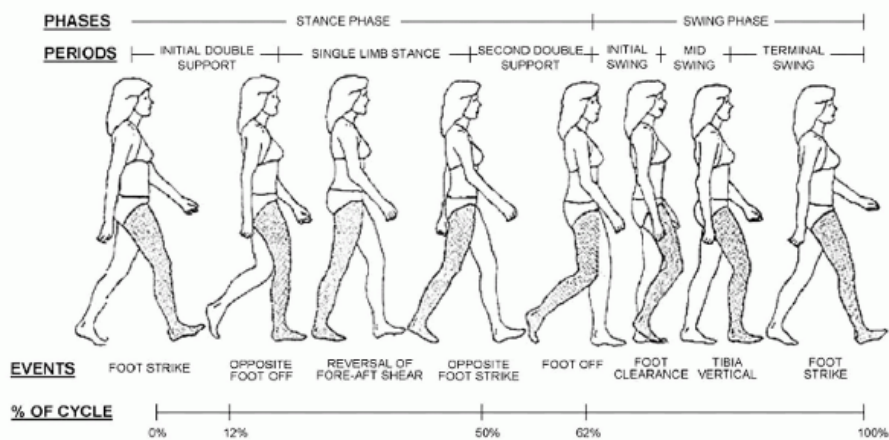


Figura 3.1: Representação esquemática do ciclo de caminhada humano [Kaufman and Sutherland, 2006].

O esforço dos diversos músculos do membro inferior durante a realização deste movimento pode ser encontrado na tabela 3.1 e na figura 3.2. Esta última, mostrando a activação dos diversos músculos usando o processo electromiografia (EMG), de modo a saber em que alturas são activados os músculos e em que grandeza qualitativa visto que não é possível, por este método, saber que força está a ser gerada pelo músculo [Whittle, 1996].

De seguida vão ser descritos os diversos parâmetros biomecânicos nas 3 articulações focadas (a anca, o joelho e o tornozelo) durante o movimento de marcha do corpo humano.

Tabela 3.1: Contribuição dos músculo do membro inferior durante a marcha. **Legenda:** • - baixa actividade; •• - actividade moderada; ••• - alta actividade [Hamill and Knutzen, 1999].

Músculos	Contacto do pé	Apoio médio	Saída dos artelhos	Balaceio para a frente	Desaceleração
Dorsiflexores	•••	••	••	••	••
Músculos intrínsecos do pé			•••		
Glúteo máximo	•	••	•••		•
Glúteo médio	••	•••	••	•	
Glúteo mínimo	••	•••	••	•	
Isquiotibiais	•••	••	••	•	••
Iliopsoas				•••	
Flexores plantares		•	••		
Quadríceps	•	•••	••		•
Sartório				••	•
Tensor da fáscia lata	•	••	•	•••	
Adutores da coxa	••	••	•	••	•

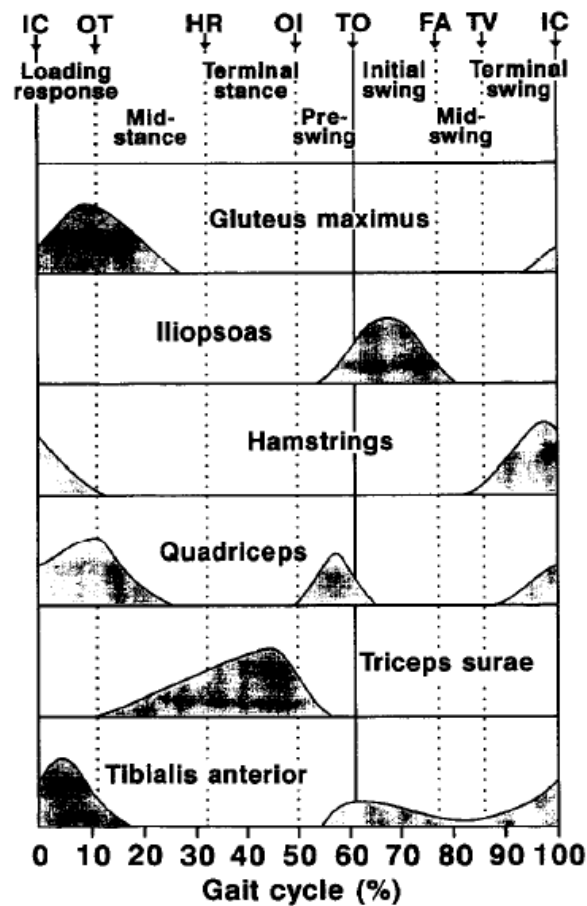


Figura 3.2: Activação muscular típica dos grupos de músculos principais durante o ciclo de marcha [Whittle, 1996].

Muitos dos músculos responsáveis pela locomoção durante o ciclo de caminhada contraem-

se isométricamente de modo a manter a postura direita contra a acção da gravidade. De modo a efectuar o movimento de avanço, é necessário o gasto de algumas quantidades de energia pela contracção muscular [V. T. Inman, 1981].

Maior parte do trabalho muscular neste tipo de actividade de locomoção assume dois tipos distintos onde, trabalho positivo é realizado quando um músculo é contraído concêntricamente enquanto que trabalho negativo é realizado quando um músculo é contraído excêntricamente.

O trabalho negativo permite a absorção de energia pelos membros enquanto resiste à acção da gravidade, mantendo-se no entanto, eficaz metabolicamente. Por sua vez, o trabalho positivo durante a caminhada permite a aceleração dos membros e é responsável por movimentos como a flexão da anca durante o estágio de pré-balanço [Walsh, 2006].

Na figura 3.3 é possível verificar as regiões onde é realizado trabalho positivo ou negativo durante o ciclo de marcha. Os círculos vermelhos e azuis mostram as regiões onde é realizado trabalho positivo e negativo respectivamente, nas várias articulações do membro inferior durante as várias etapas do ciclo de marcha.

Maior parte do trabalho positivo durante o ciclo de caminhada provém na anca, nas situações de contacto inicial e pré-balanço (H1 e H3), e no tornozelo, na situação de posição final (A2). O joelho dissipa grande parte da energia na fase de resposta à carga (K2) pela elevação do centro de massa do corpo.

Nas regiões de apoio médio no tornozelo (A1) e de posição final na anca (H2), são onde se desenvolvem maior parte da potência negativa de modo a que os músculos possam controlar o movimento de avanço do corpo contra a acção da gravidade.

Contudo, existe uma larga variação de magnitude e duração destas regiões delimitadas consoante o indivíduo e as velocidades de caminhada [Walsh, 2006].

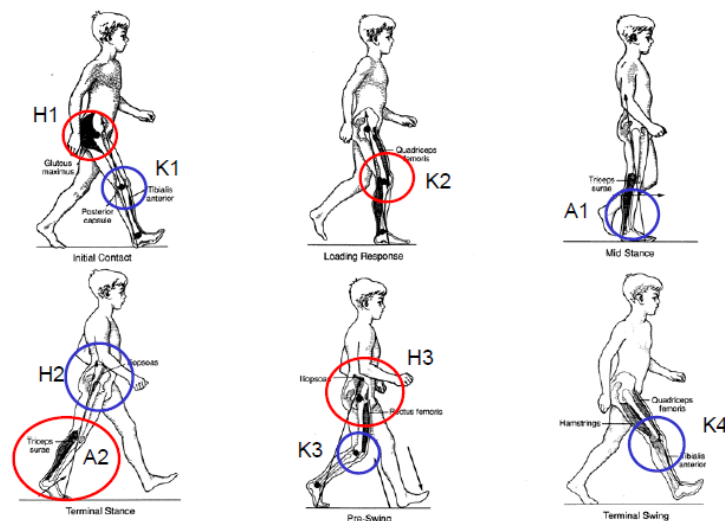


Figura 3.3: Análise do trabalho positivo e negativo no ciclo de caminhada para as diferentes articulações do membro inferior onde os círculos vermelhos representam trabalho positivo e os círculos azuis o trabalho negativo [Walsh, 2006].

Na figura 3.4 é possível observar as velocidades angulares da coxa e da perna obtidas através do uso de um giroscópio por Tong and Granat [1999].

Existe um pico positivo durante a fase de balanço no sinal proveniente da perna. Na coxa

existe também um pico positivo na mesma fase. Contudo, as velocidades angulares variam mais durante a fase de apoio.

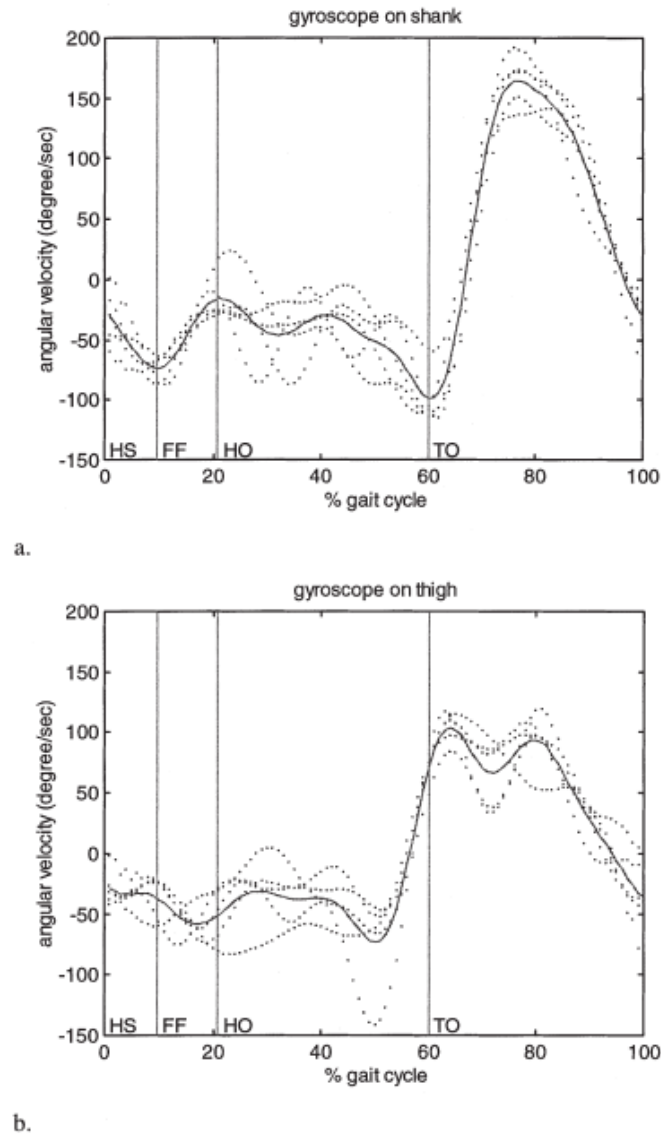


Figura 3.4: Gráfico das velocidades angulares para: a)perna e b)coxa. As linhas ponteadas representam as velocidades angulares nos varios ciclos de caminhada enquanto que as linhas a cheio representam o valor médio da velocidade angular [Tong and Granat, 1999].

### 3.2.1 Articulação da anca

Nesta secção podem ser vistos de que maneira os diversos parâmetros biomecânicos, influenciam a articulação da anca durante o movimento de marcha. Na figura 3.5 pode ser visualizado os ângulos de abertura da articulação. De referir que a linha horizontal de 0 marca a passagem de flexão para extensão, ou seja, acima de 0 há flexão e, abaixo de 0 há extensão da articulação, o mesmo acontece com a articulação do joelho.

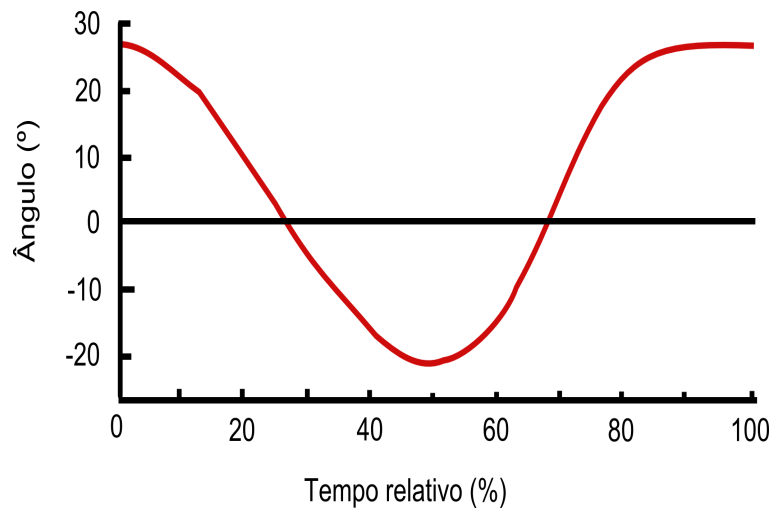


Figura 3.5: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Whittle [1996].

---

Na figura 3.6 pode ser visualizada a maneira como se desenvolve o momento na articulação da anca durante o movimento. Pode-se verificar que este atinge um pico perto dos 10% do movimento e durante a flexão e depois tende a diminuir até passar para extensão onde o momento sobe outra vez.

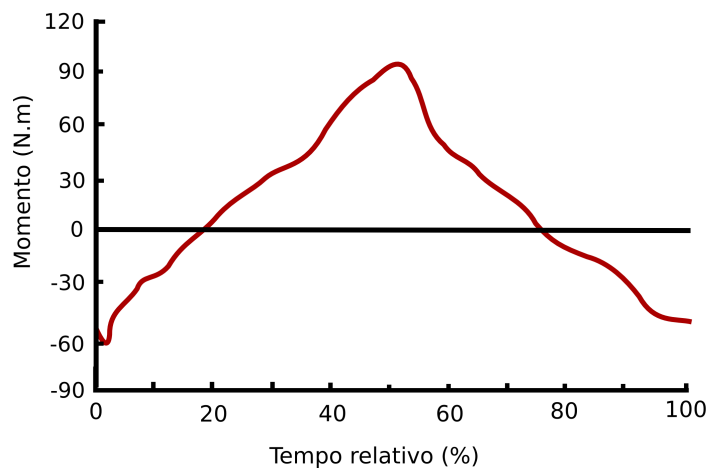


Figura 3.6: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Bowsher and Vaughan [1995].

Na figura 3.7 pode ser visualizada a maneira como a potência desenvolve durante o movimento de marcha. Esta tem mais ou menos 2 picos de valor em flexão, perto dos 10% e 95%, um pico em extensão, perto dos 80%.

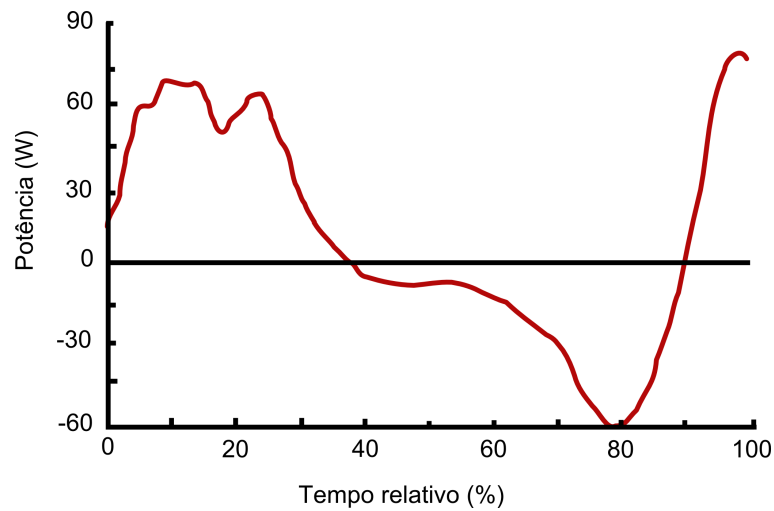


Figura 3.7: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de DeVita et al. [1996].

### 3.2.2 Articulação do joelho

Nesta secção podem ser vistos de que maneira os diversos parâmetros biomecânicos, influenciam a articulação do joelho durante o movimento de marcha. Na figura 3.8 pode ser visualizado os ângulos de abertura da articulação. Neste gráfico o ângulo mais alto da articulação é atingido sensivelmente aos 70% do tempo relativo do movimento.

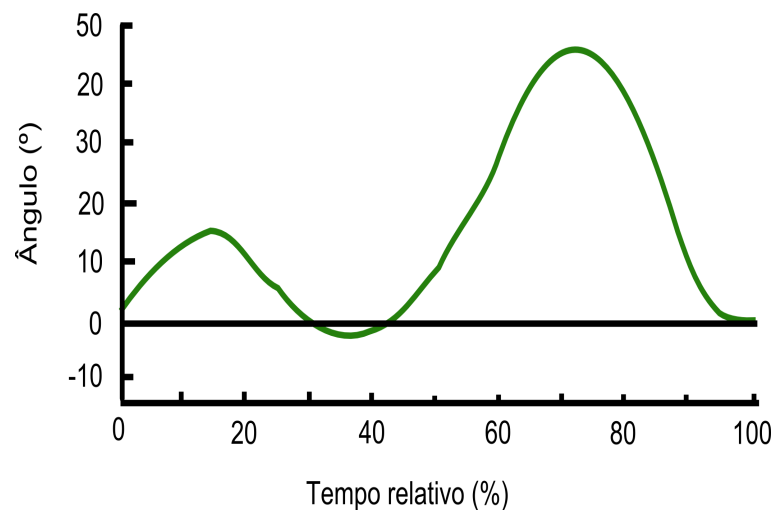


Figura 3.8: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de Whittle [1996].

Na figura 3.9 pode ser visualizado o gráfico que relaciona o momento com o tempo relativo do movimento na articulação do joelho. Aqui é atingido um pico de amplitude sensivelmente aos 5% do tempo relativo do movimento durante a extensão da articulação e, na flexão aos 20%.

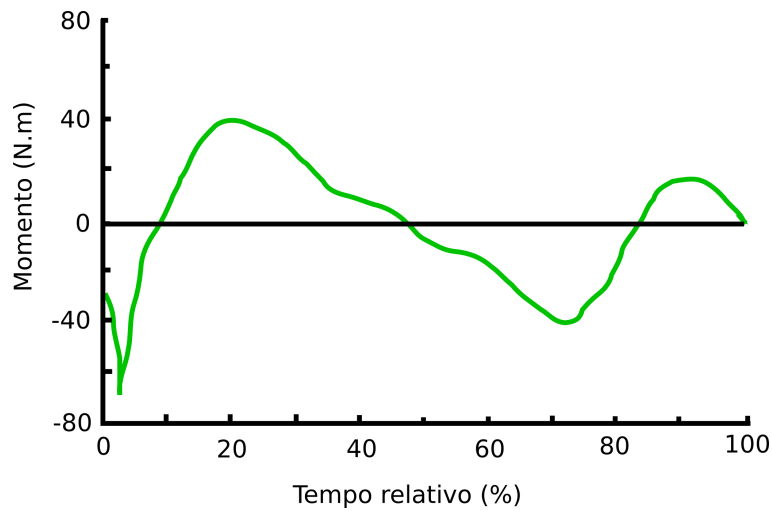


Figura 3.9: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de DeVita et al. [1996].

Na figura 3.10 pode-se visualizar a relação entre a potência e o tempo relativo do movimento na articulação do joelho. Aqui o gráfico é bastante irregular com vários picos de amplitude mas os maiores picos encontram-se nos 5% na flexão e, nos 95% na extensão.

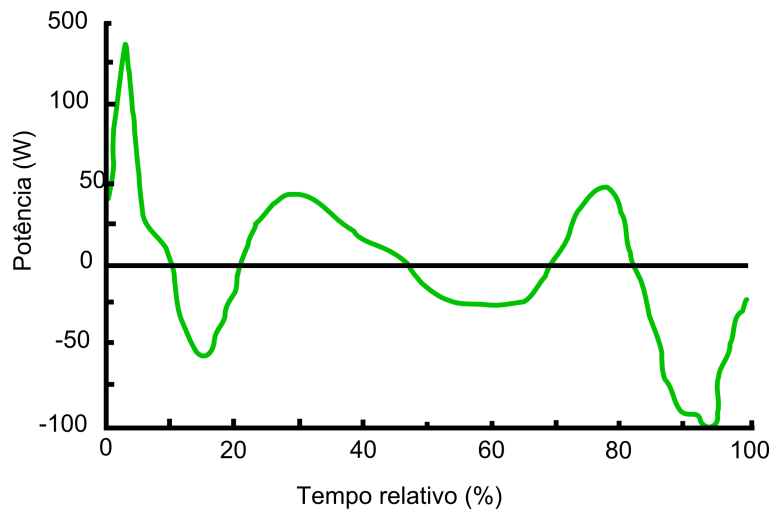


Figura 3.10: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de DeVita et al. [1996].

### 3.2.3 Articulação do tornozelo

Nesta secção podem ser vistos de que maneira os diversos parâmetros biomecânicos, influenciam a articulação do tornozelo durante o movimento de marcha. Ao contrário das duas articulações anteriores, a linha horizontal de 0 nos gráficos marca a passagem de dorsiflexão, acima de 0, e plantarflexão abaixo de 0. Na figura 3.11 pode ser visualizado os ângulos de abertura da articulação. Neste gráfico o ângulo mais alto da articulação é atingido sensivelmente aos 60% do tempo relativo do movimento, em plantarflexão.



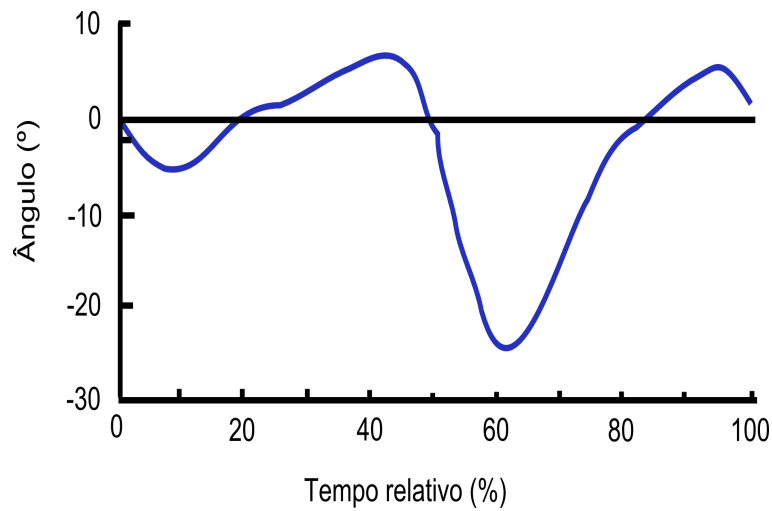


Figura 3.11: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de Whittle [1996].

Na figura 3.12 pode ser visualizado o gráfico que relaciona o momento com o tempo relativo do movimento na articulação do tornozelo. Neste gráfico é atingido um pico de amplitude sensivelmente aos 80% do tempo relativo do movimento durante a dorsiflexão.

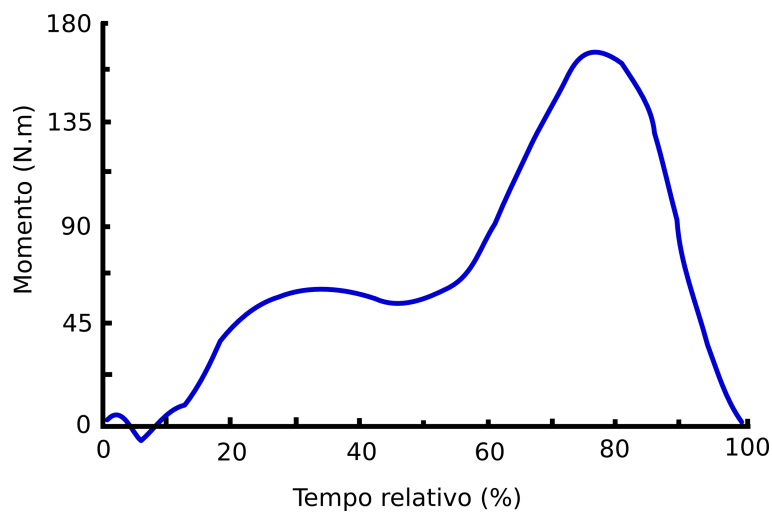


Figura 3.12: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de DeVita et al. [1996].

Na figura 3.13 pode ser visualizada a relação entre a potência e o tempo relativo do movimento na articulação do tornozelo. O pico de amplitude em dorsiflexão é atingido sensivelmente nos 90% do movimento e, em plantarflexão, nos 20%.

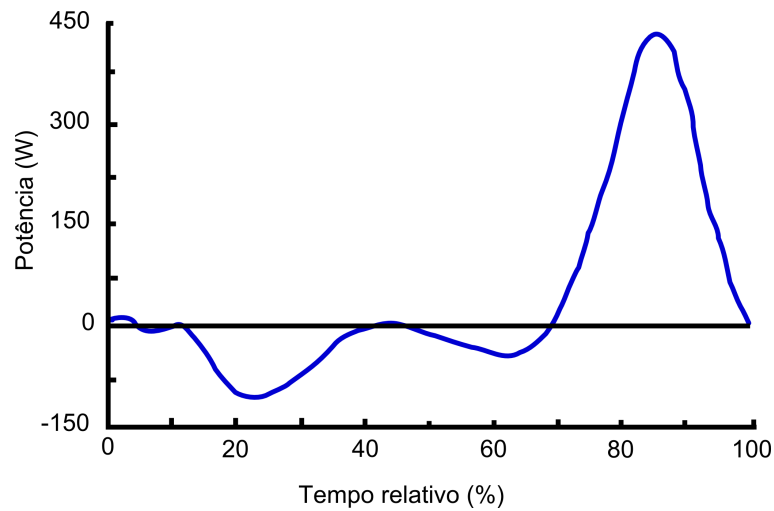


Figura 3.13: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de DeVita et al. [1996].

### 3.3 Corrida

Este movimento é caracterizado pelo movimento do corpo humano a uma velocidade superior à velocidade normal de marcha, isto é, com um maior esforço muscular do que o movimento de marcha estudado anteriormente. Tal como a marcha, a corrida é descrita em duas fases: a fase de apoio e a fase de balanço. Estas acontecem da mesma maneira que durante a marcha, só que o movimento é mais rápido, devido a uma maior velocidade do movimento. A passagem de fases ocorre aos 60% do tempo relativo do movimento tal como o movimento de marcha.

O esforço dos diversos músculos do membro inferior durante a realização deste movimento pode ser encontrado na tabela 3.2.

De seguida vão ser descritos os diversos parâmetros biomecânicos nas 3 articulações focadas (a anca, o joelho e o tornozelo) durante o movimento de corrida do corpo humano.

No gráfico 3.14 é demonstrada a variação da força de reacção sobre o pé, durante o tempo relativo do deslocamento. Podemos observar neste gráfico essa variação para diferentes velocidades de deslocamento, no caso masculino e feminino.

Tabela 3.2: Contribuição dos músculo do membro inferior durante a corrida. **Legenda:** ● - baixa actividade; ●● - actividade moderada; ●●● - alta actividade [Hamill and Knutzen, 1999].

Músculos	Contacto do pé	Apoio médio	Saída dos artelhos	Balanceio para a frente	Desaceleração
Dorsiflexores	●	●●	●●	●●	●●
Músculos intrínsecos do pé			●●●		
Glúteo máximo	●●	●●	●●●		●
Glúteo médio	●●	●●●	●●	●	
Glúteo mínimo	●●	●●●	●●	●	
Isquiotibiais	●●●	●●	●●●	●	●●
Iliopsoas				●●●	
Flexores plantares	●●	●	●●		
Quadriceps	●●	●●●	●●●		●
Sartório				●●	●
Tensor da fáscia lata	●●	●●	●	●●●	
Adutores da coxa	●●	●●	●	●●	●

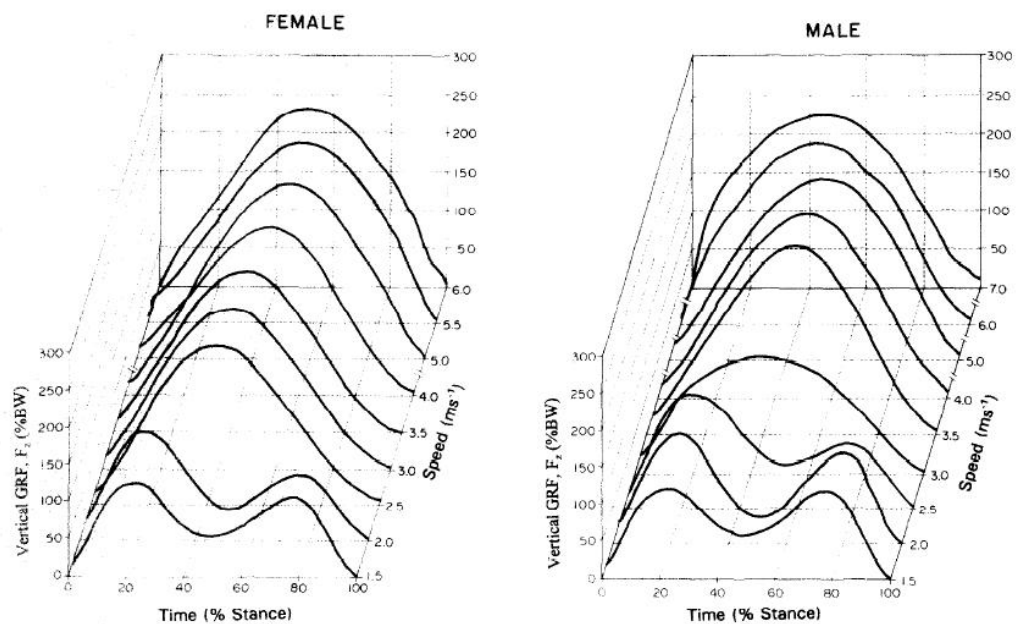


Figura 3.14: Gráfico da variação da força de reacção no pé para diferentes velocidades no caso masculino e feminino [Keller et al., 1996].

### 3.3.1 Articulação da anca

Nesta secção podem ser vistos de que maneira os diversos parâmetros biomecânicos, influenciam a articulação da anca durante a corrida. De referir que a linha horizontal de 0 marca a passagem de flexão para extensão, ou seja, acima de 0 há flexão e abaixo há extensão da articulação, tal como acontece no joelho. Na figura 3.15 pode ser visualizado os ângulos de abertura da articulação, que atingem amplitudes mais elevadas em flexão a 0% e a 80% e, em extensão, a 40%.

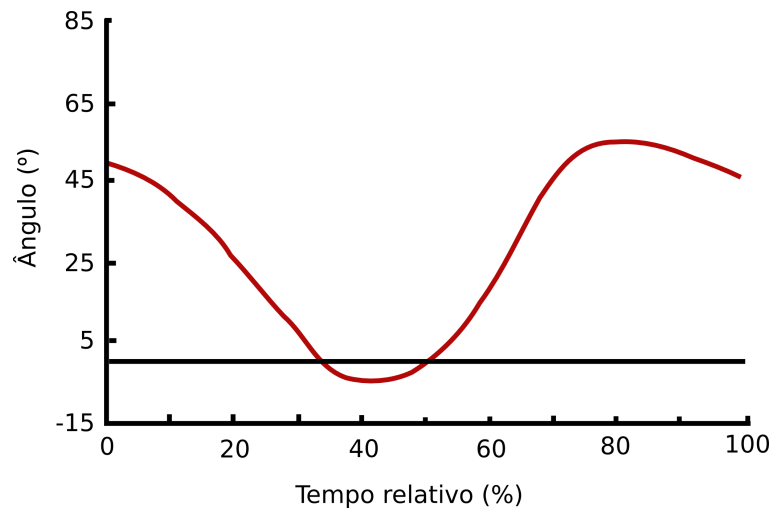


Figura 3.15: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Novacheck [1998].

Na figura 3.16 pode ser visualizado o gráfico que relaciona o momento com o tempo relativo do movimento na articulação da anca. Neste gráfico é atingido um pico de amplitude sensivelmente aos 10% do tempo relativo do movimento durante a flexão e, por volta dos 60% em extensão.

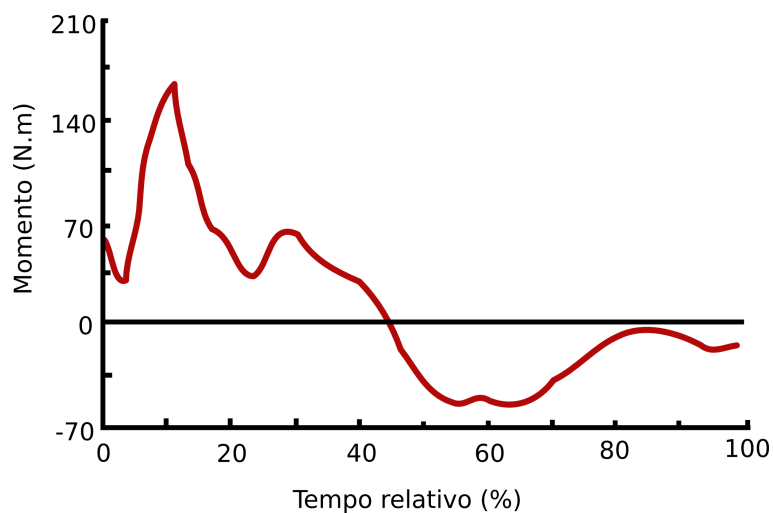


Figura 3.16: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de DeVita et al. [1996].

Na figura 3.17 pode ser visualizada a relação entre a potência e o tempo relativo do movimento na articulação da anca. O pico de amplitude em extensão ocorre sensivelmente nos 15%e, em flexão, nos 50%.

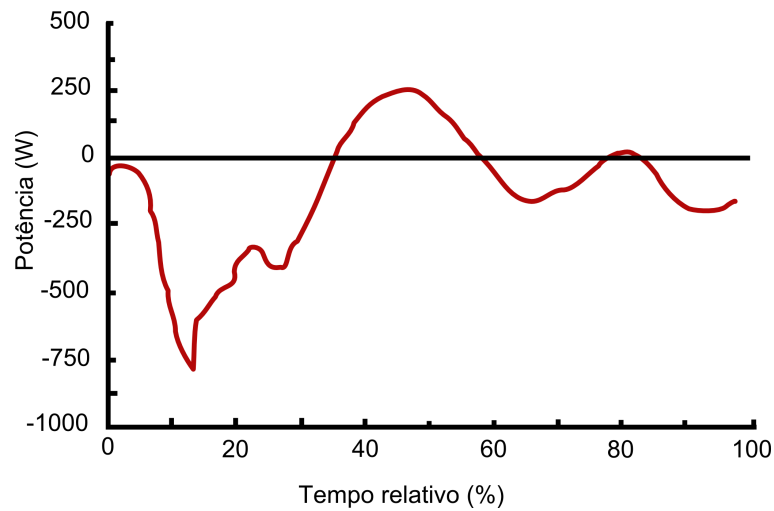


Figura 3.17: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de DeVita et al. [1996].

### 3.3.2 Articulação do joelho

Nesta secção podem ser vistos de que maneira os diversos parâmetros biomecânicos influenciam a articulação do joelho, durante a corrida. Na figura 3.18 pode ser visualizado os ângulos de abertura da articulação, há portanto um pico durante a flexão a cerca de 65% do movimento.

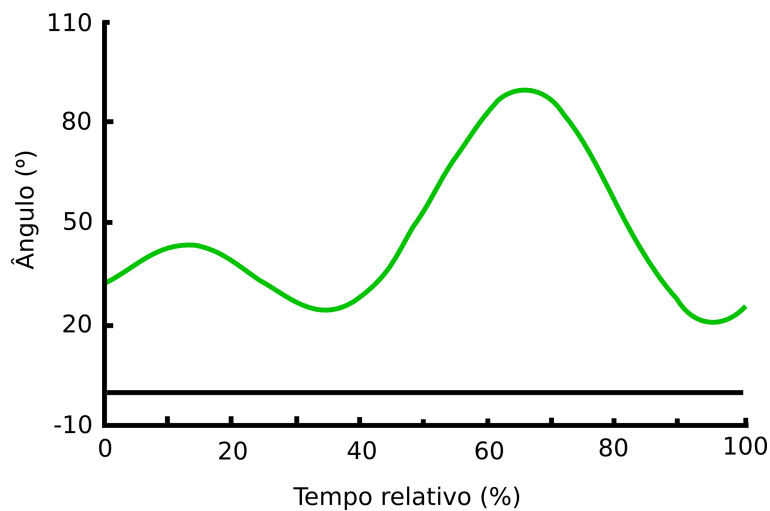


Figura 3.18: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de Novacheck [1998].

Na figura 3.19 pode ser visualizado o gráfico que relaciona o momento com o tempo relativo do movimento na articulação do joelho. Neste gráfico é atingido um pico de amplitude sensivelmente nos 40% do tempo relativo do movimento durante a flexão.

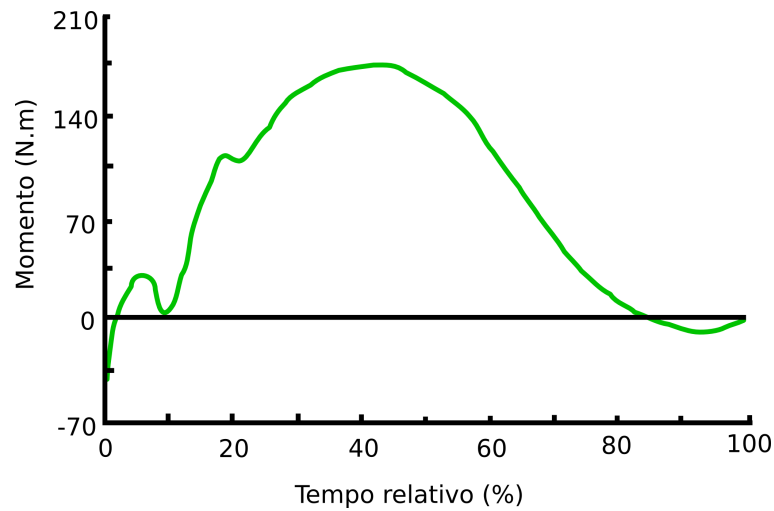


Figura 3.19: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de DeVita et al. [1996].

Na figura 3.20 pode ser visualizado o gráfico que relaciona a potência com o tempo relativo do movimento na articulação do joelho. Existe um pico de amplitude, durante a flexão, sensivelmente por volta dos 70% e, durante a extensão, por volta dos 40%.

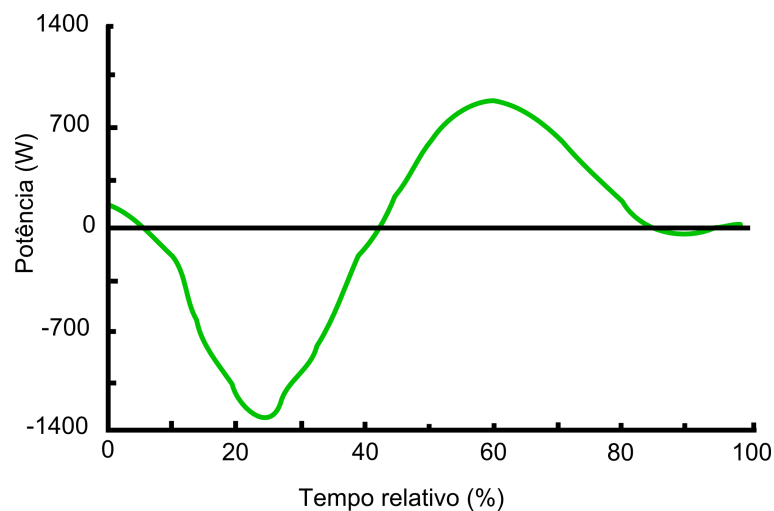


Figura 3.20: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de DeVita et al. [1996].

### 3.3.3 Articulação do tornozelo

Ao contrário das duas articulações anteriores, a linha horizontal de 0 nos gráficos marca a passagem de dorsiflexão, acima de 0, e plantarflexão abaixo de 0. Na figura 3.31 pode ser visualizado o gráfico que relaciona o ângulo com o tempo relativo do movimento na articulação do tornozelo. Em plantarflexão existe um pico no valor da amplitude 50% e, em dorsiflexão, o maior valor é atingido perto dos 20% do tempo relativo do movimento.

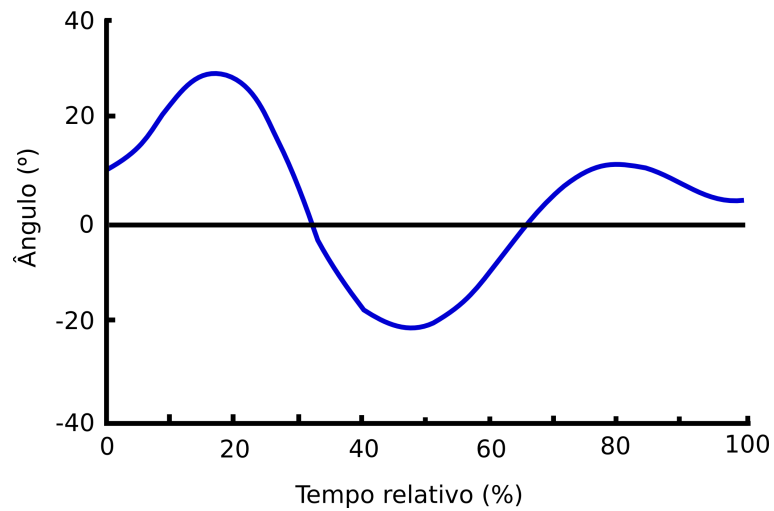


Figura 3.21: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de Novacheck [1998].

Na figura 3.22 pode ser visualizado o gráfico que relaciona o momento com o tempo relativo do movimento na articulação do tornozelo. Neste gráfico é atingido um pico de amplitude sensivelmente nos 50% do tempo relativo do movimento durante a dorsiflexão.

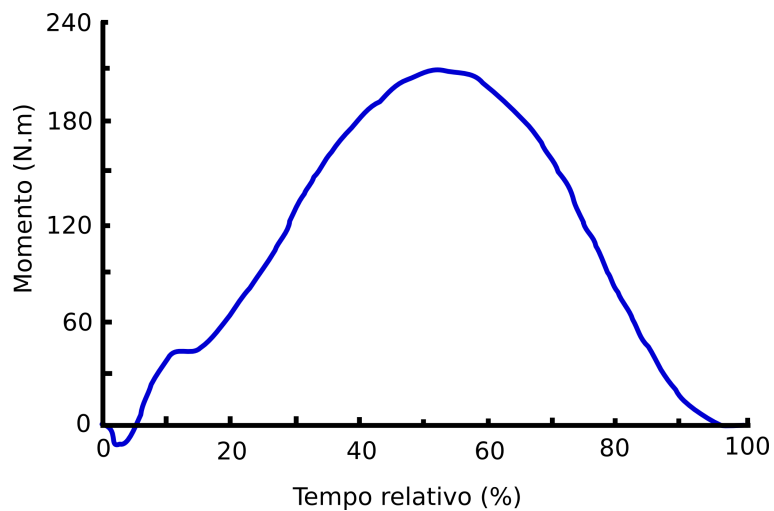


Figura 3.22: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de DeVita et al. [1996].

Na figura 3.23 pode ser visualizado o gráfico que relaciona a potência com o tempo relativo do movimento na articulação do joelho. Existe um pico de amplitude, durante a dorsiflexão, sensivelmente por volta dos 70% e, durante a plantarflexão, por volta dos 40%.

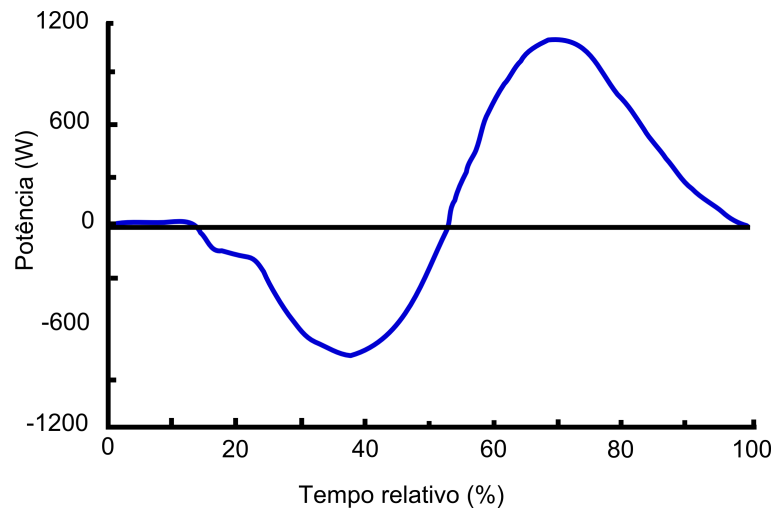


Figura 3.23: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de DeVita et al. [1996].

### 3.4 Subida e descida de escadas

O movimento de subida e de descida de escadas é uma actividade comum do dia-a-dia. Neste tipo de actividade, em comparação ao movimento de caminhada previamente estudado, atingem-se maiores amplitudes do ângulo e momento na flexão do joelho durante a subida. Esse momento, durante a subida, pode chegar a ser 3 vezes maior que o valor máximo na caminhada enquanto que o momento de flexão da anca pode chegar a ser 1.5 vezes superior [Protopapadaki et al., 2007].

Quando é efectuada a subida, a trajectória do plano sagital do pé que irá proceder ao avanço deve estar elevada o suficiente de modo a poder movimentar o pé sobre a aresta do degrau da escada, enquanto o outro pé fornece o apoio. Este tipo de movimento é comparável ao movimento de ultrapassagem de um obstáculo [Fabio et al., 2008].

As exigências a nível neurológico, cardiovascular e musculoesquelético diferem caso se trate de subida ou descida [Verghese et al., 2008] daí que seja importante estudar as contribuições de ambos a nível biomecânico.

Tabela 3.3: Contribuição dos músculos do membro inferior durante a subida e descida de escadas. **Legenda:** • - baixa actividade; •• - actividade moderada; ••• - alta actividade [Hamill and Knutzen, 1999].

Músculos	Subida	Descida
Dorsiflectores	•	•
Glúteo médio	••	•
Isquiotibiais	•	•
Iliopsoas	••	•
Flexores plantares	••	••
Quadríceps	•••	••



Na figura 3.24 é demonstrada a variação da força da reacção que o solo provoca no pé, durante a subida e descida de escadas.

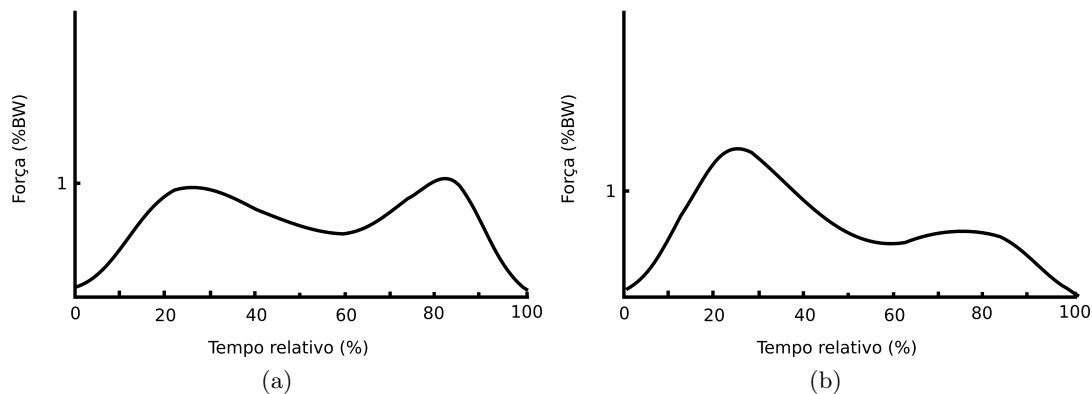


Figura 3.24: Variação da força de reacção do chão durante a subida (a) e durante a descida (b) de escadas. Adaptado de Stacoff et al. [2005].

### 3.4.1 Articulação da anca

Nesta secção podem ser vistos de que maneira os diversos parâmetros biomecânicos, influenciam a articulação da anca durante a subida e descida de escadas. De referir que a linha horizontal de 0 nos gráficos marca a passagem de flexão para extensão, ou seja, acima da linha do 0 há flexão e abaixo há extensão da articulação, tal como a articulação do joelho. Na figura 3.25 pode ser visualizado os ângulos de abertura da articulação e podemos dizer que durante a descida o pico é próximo dos 70%, enquanto que na subida há dois picos, nos 0% e nos 90%.

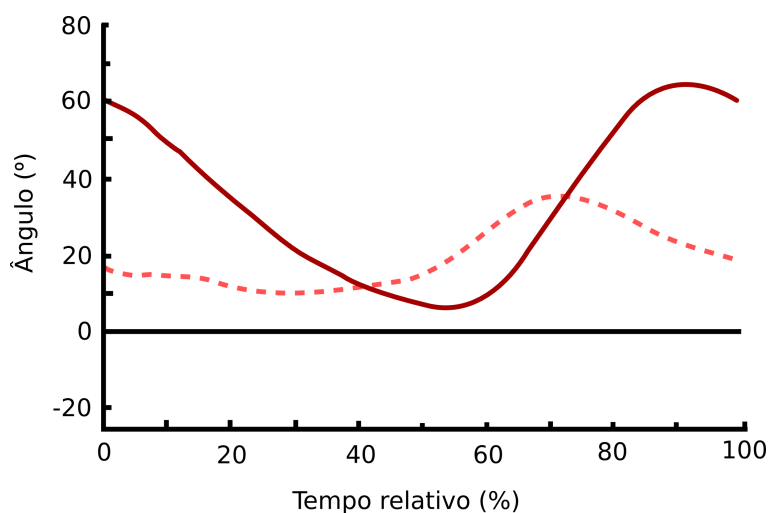


Figura 3.25: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. **Legenda:** linha a tracejado é a descida e a cheia é a subida

Na figura 3.26 pode ser visualizada a maneira como se desenvolve o momento na articulação da anca durante o movimento. É possível a partir do gráfico perceber que o modo como o

momento se desenvolve na articulação, durante este movimento, é particularmente irregular.

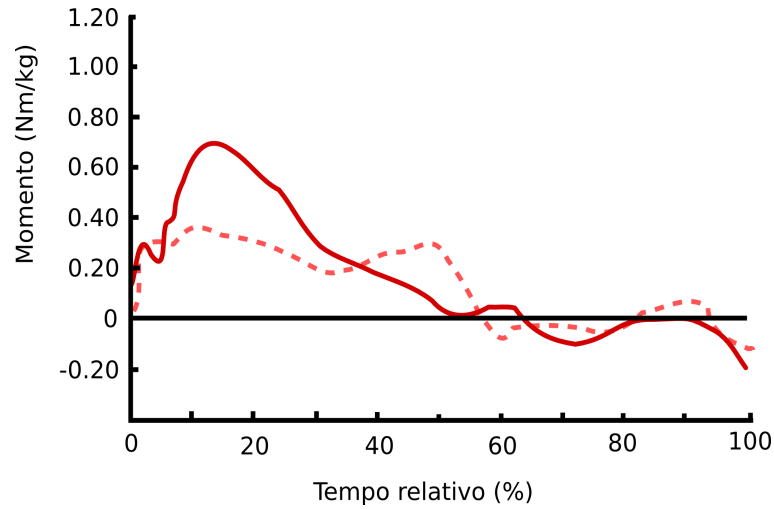


Figura 3.26: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. **Legenda:** linha a tracejado é a descida e a cheia é a subida

Na figura 3.27 é demonstrada a variação da potência ao longo do movimento de subir e descer escadas. Durante a subida há um pico perto dos 20% e, durante a descida, existe um pico sensivelmente perto dos 90%.

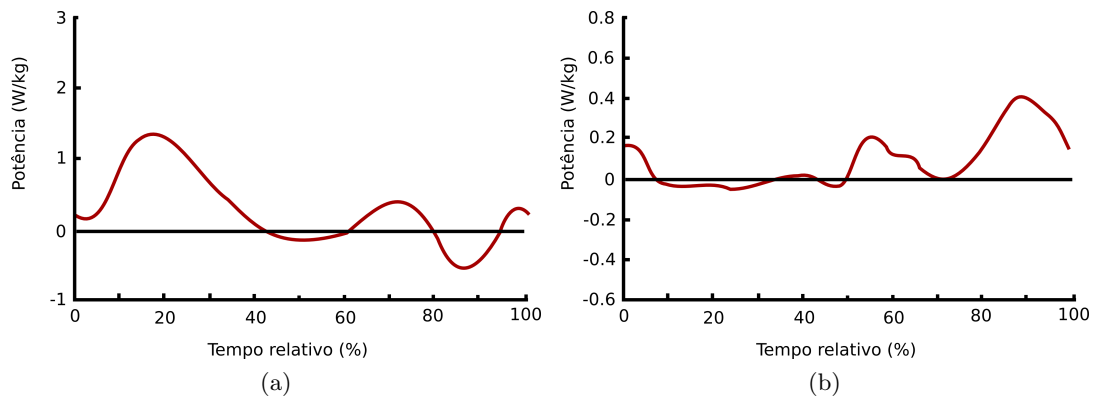


Figura 3.27: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha na anca. Em (a) é representada a subida e em (b) a descida de escadas. Adaptado de [Duncan et al., 1997].

### 3.4.2 Articulação do joelho

Nesta secção podem ser vistos de que maneira os diversos parâmetros biomecânicos influenciam a articulação do joelho, durante a subida e descida de escadas. Na figura 3.28 pode ser visualizado os ângulos de abertura da articulação, há portanto um pico durante a fase de descida próximo de 60% , e durante a fase de subida próximo de 80% .

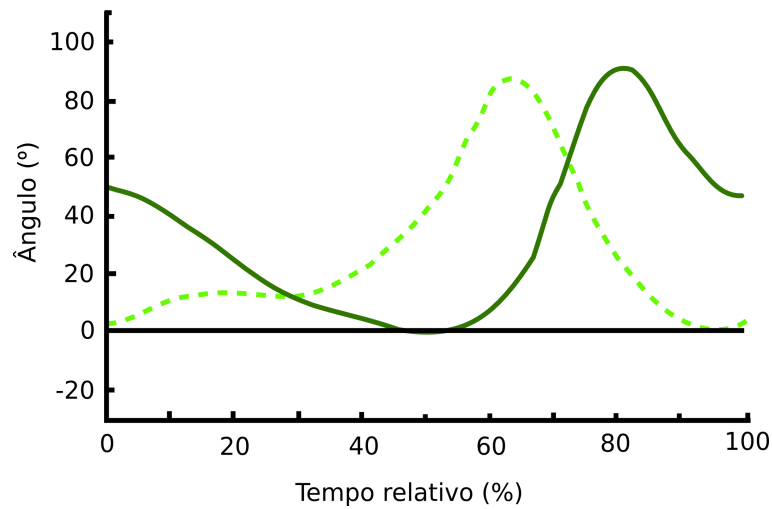


Figura 3.28: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. **Legenda:** linha a tracejado é a descida e a cheia é a subida

Na figura 3.29 pode ser visualizada a maneira como se desenvolve o momento na articulação do joelho durante o movimento. Há dois picos de valor semelhante na fase de descida próximos dos 5% na extensão, e de 50% na flexão e, na fase de subida, há um pico próximo dos 50% na extensão.

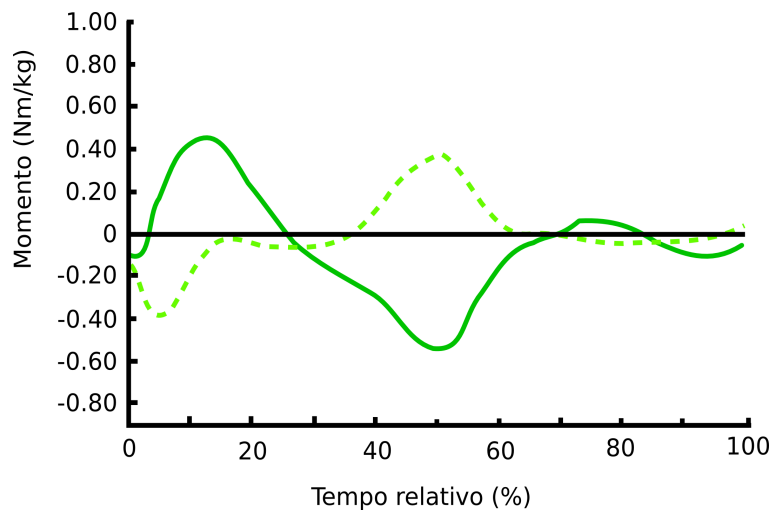


Figura 3.29: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. **Legenda:** linha a tracejado é a descida e a cheia é a subida

Na figura 3.30 é demonstrada a maneira como a potência varia na articulação ao longo do movimento de subir e descer escadas. Na subida existe um pico em flexão perto dos 20% do tempo relativo do movimento e, na descida, existe um pico em extensão perto dos 50%.

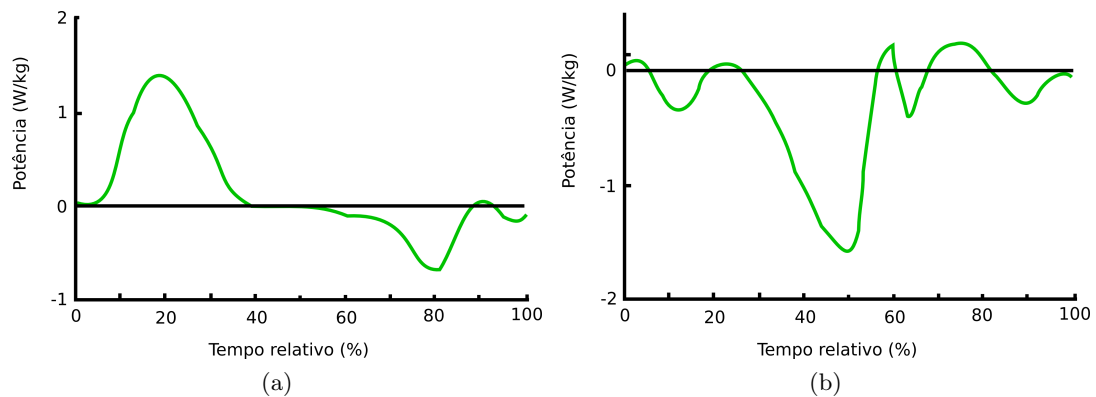


Figura 3.30: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no joelho. Em (a) é representada a subida e em (b) a descida de escadas. Adaptado de Duncan et al. [1997].

### 3.4.3 Articulação do tornozelo

Ao contrário das duas articulações anteriores, a linha horizontal de 0 nos gráficos marca a passagem de dorsiflexão, acima de 0, e plantarflexão abaixo de 0. Na figura 3.31 pode ser visualizado o gráfico que relaciona o ângulo com o tempo relativo do movimento na articulação do tornozelo. É possível constatar que existe um pico de amplitude na fase de subida, em plantarflexão, perto dos 65% e, na fase de descida há um pico mais acentuado, em plantarflexão, perto dos 95%.

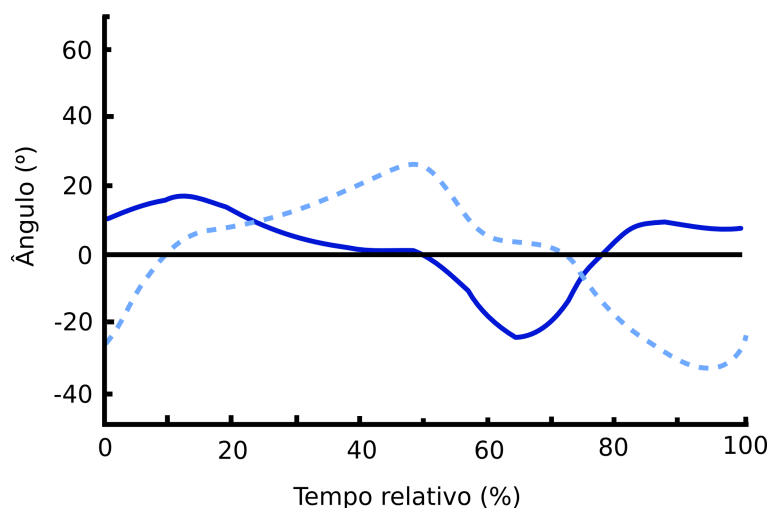


Figura 3.31: Gráfico do Ângulo *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. **Legenda:** linha a tracejado é a descida e a cheio é a subida

Na figura 3.32 pode ser visualizado o gráfico que relaciona o momento com o tempo relativo do movimento na articulação do tornozelo. Durante a fase de subida existe o maior valor é atingido perto dos 50%, em dorsiflexão, e, durante a fase de descida, existem dois picos nos 10% e nos 40% em dorsiflexão.

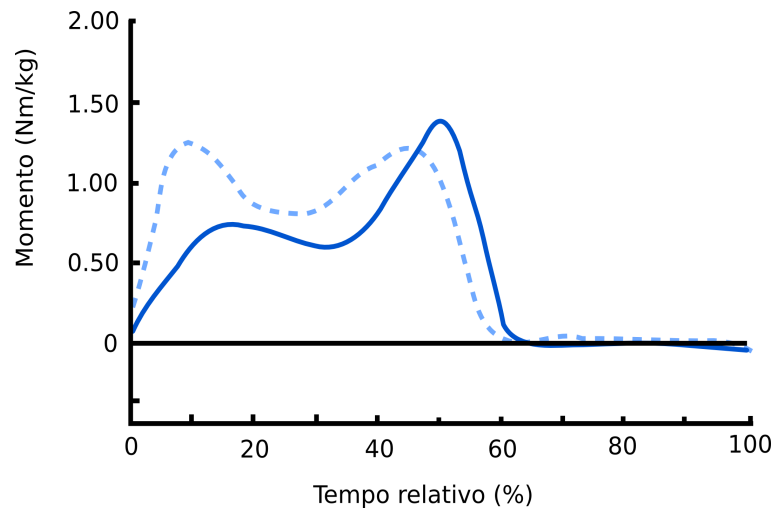


Figura 3.32: Gráfico do Momento *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Adaptado de Protopapadaki et al. [2007]. **Legenda:** linha a tracejado é a descida e a cheia é a subida

Na figura 3.33 é demonstrada a variação da potência na articulação do tornozelo durante a subida e descida de escadas. Durante a subida, existe um valor muito acentuado perto dos 60% em dorsiflexão e, em descida, há dois picos relativamente parecidos em valor, um perto dos 10% em plantarflexão e outro nos 55% em dorsiflexão.

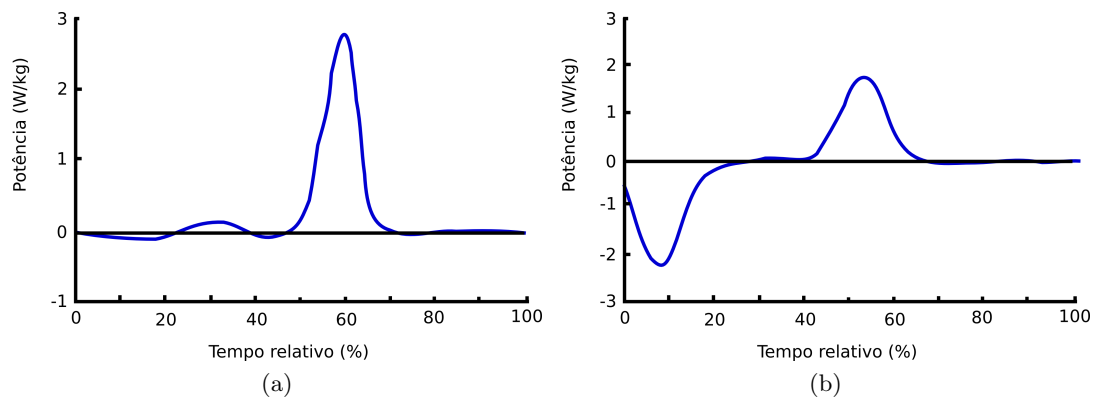


Figura 3.33: Gráfico da Potência *vs.* tempo relativo do ciclo de marcha no tornozelo. Em (a) é representada a subida e em (b) a descida de escadas. Adaptado de Duncan et al. [1997].



## Capítulo 4

# Antropometria

### 4.1 Introdução

A antropometria é um ramo das ciências humanas que tem em vista o estudo das dimensões do corpo humano pela sua ligação com as características físicas do homem. Dados como comprimentos, alcances, diâmetros, entre outros, são a base fundamental para uma análise ergonómica e são essenciais para o desenvolvimento de equipamentos e postos de trabalho. O design de equipamentos centrados no utilizador requer a compreensão da variabilidade das variáveis destas características [Pheasant, 2006].

Estes dados influenciam decisões no design em aspectos como o conforto dos utilizadores e condições de segurança pelo seu aspecto interactivo. Isto acontece pela adaptação dos espaços de trabalho e de equipamentos pela ergonomia de modo a otimizar a eficiência e a eficácia [Nowak, 1996]. Contudo, a reunião destes dados e a sua disponibilidade é limitada, tanto em número como em populações disponíveis, dado que o foco da recolha deste tipo de dados é normalmente feito sobre indivíduos com características particulares [Arezes et al., 2006]. Para além disso, são notórias diferenças significativas para certas variáveis ao longo do tempo (fenómeno de tendência secular) assim como diferenças entre populações de países distintos, daí que seja necessário por vezes, aproximar os resultados para a população actual de modo a estimar valores mais realistas [Pheasant, 2006].

O estudo antropométrico realizado sobre a população portuguesa por Arezes et al. [2006] é constituído por uma amostra de 492 homens e 399 mulheres, trabalhadores de várias empresas industriais e do sector terciário com idades compreendidas entre os 17 e os 65 anos.

Neste estudo foram apreciadas 24 medidas antropométricas estáticas e o peso, consideradas relevantes no âmbito da ergonomia e da antropometria aplicada ao meio ocupacional. Estas características estão sumariadas na tabela 4.1 e representadas na figura 4.1.

Tabela 4.1: Dimensões Antropométricas Consideradas [Arezes et al., 2006].

Dimensões		
01 Estatura	10 Altura sentado	19 Espessura abdominal
02 Altura dos olhos	11 Altura dos olhos (relação ao assento)	20 Alcance funcional vertical (sentado)
03 Altura do ombro	12 Altura lombar (relação ao assento)	21 Distância ombro-assento
04 Altura do punho	13 Espessura máxima da coxa	22 Distância cotovelo-assento
05 Largura de ombros (bideltóide)	14 Altura do joelho	23 Largura de ombros (biacromial)
06 Altura do cotovelo	15 Altura do poplíteo	24 Largura das ancas
07 Distância cotovelo-punho	16 Comprimento coxa-poplíteo	25 Peso (kg)
08 Alcance funcional anterior	17 Comprimento máximo da coxa	
09 Alcance funcional vertical (de pé)	18 Espessura do peito	

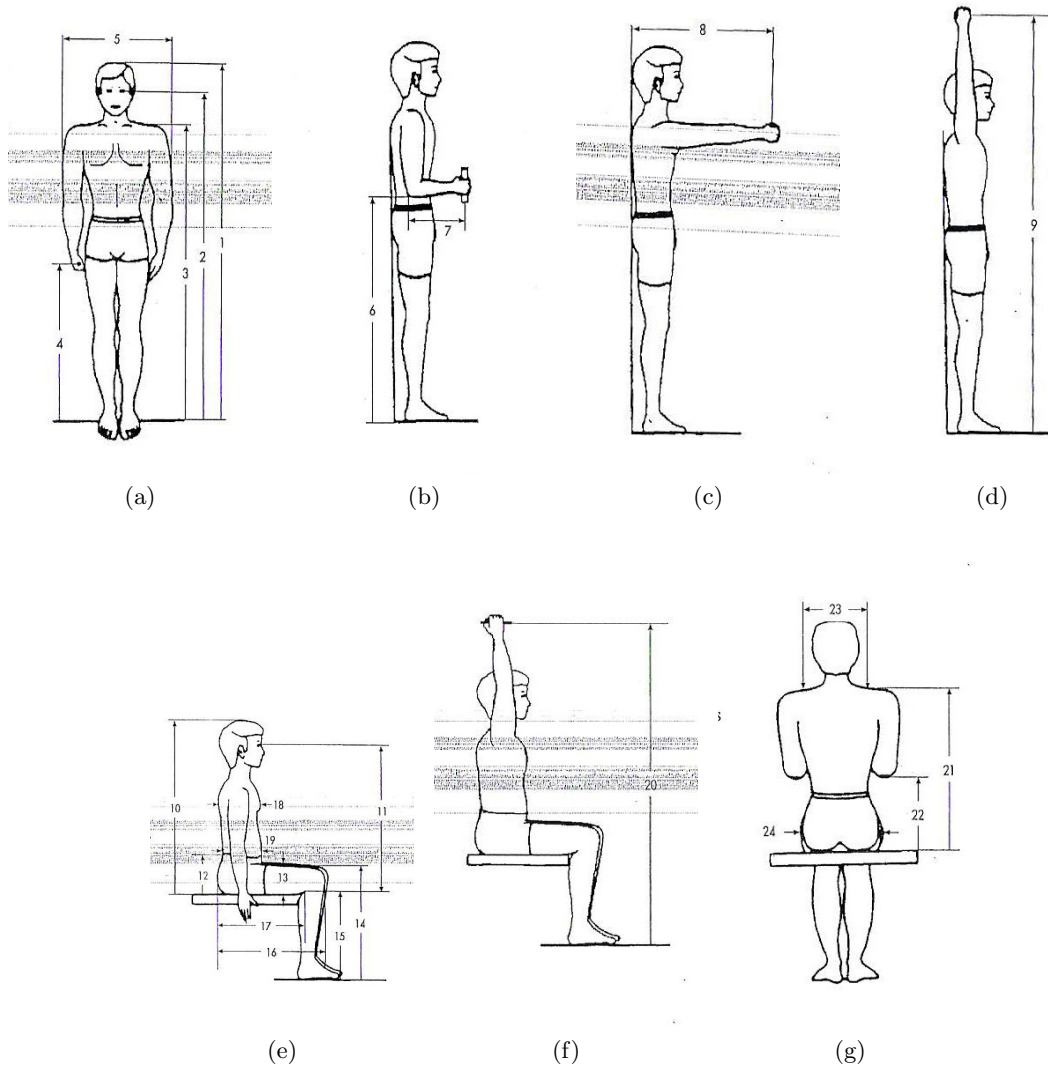


Figura 4.1



## 4.2 Dados para a população masculina e feminina portuguesa

Das dimensões consideradas anteriormente, resultam os dados da tabela 4.2 e tabela 4.3 que correspondem às dimensões consideradas relativamente à população masculina e feminina, respectivamente. Na tabela 4.4 e tabela 4.5 estão presentes os dados relevantes aos valores médios de algumas das dimensões antropométricas consideradas para diferentes populações europeias masculinas e femininas, respectivamente.

Tabela 4.2: Média, desvio-padrão e percentis dos dados antropométricos da população masculina (n=492) [Arezes et al., 2006].

Dimensões	Média	Desvio-padrão	Percentil			
			1º	5º	95º	99º
Estatura	1.690	76	1.514	1.566	1.814	1.866
Altura dos olhos	1.585	74	1.412	1.463	1.707	1.758
Altura do ombro	1.395	65	1.245	1.289	1.501	1.545
Altura do punho	735	43	635	664	806	835
Altura do cotovelo	1.050	51	931	966	1.134	1.169
Distância cotovelo-punho	350	18	308	320	380	392
Alcance funcional anterior	730	62	584	627	833	876
Alcance funcional vertical (de pé)	2.030	94	1.810	1.875	2.185	2.250
Altura sentado	920	37	833	859	981	1.007
Altura dos olhos (relação ao assento)	810	34	730	754	866	890
Altura lombar (relação ao assento)	215	20	169	183	247	261
Espessura máxima da coxa	175	17	134	146	204	216
Altura do joelho	525	30	455	475	575	595
Altura do poplíteo	400	26	341	358	442	459
Comprimento coxa-poplíteo	485	32	410	432	538	560
Comprimento máximo da coxa	590	33	513	536	644	679
Espessura do peito	265	23	211	227	303	339
Espessura abdominal	265	32	191	213	317	377
Alcance funcional vertical (sentado)	1.250	55	1.123	1.160	1.340	1.388
Distância ombro-assento	630	33	552	575	685	725
Distância cotovelo-assento	255	30	185	206	304	336
Largura de ombros (biacromial)	335	22	284	299	371	406
Largura de ombros (bideltóide)	475	30	404	425	525	567
Largura das ancas	380	24	323	340	420	467
Peso (kg)	74	11	48	56	92	117

Tabela 4.3: Média, desvio-padrão e percentis dos dados antropométricos da população feminina (n=399) [Arezes et al., 2006].

Dimensões	Média	Desvio-padrão	Percentil			
			1º	5º	95º	99º
Estatura	1.565	66	1.411	1.456	1.674	1.719
Altura dos olhos	1.465	66	1.311	1.356	1.574	1.619
Altura do ombro	1.295	56	1.165	1.203	1.387	1.425
Altura do punho	685	40	592	620	750	778
Altura do cotovelo	965	46	859	890	1.040	1.071
Distância cotovelo-punho	320	17	280	292	348	360
Alcance funcional anterior	675	33	597	620	730	753
Alcance funcional vertical (de pé)	1.860	85	1.661	1.719	2.000	2.058
Altura sentado	865	35	783	807	923	947
Altura dos olhos (relação ao assento)	760	35	679	703	817	841
Altura lombar (relação ao assento)	220	20	174	187	253	266
Espessura máxima da coxa	165	15	130	140	190	200
Altura do joelho	480	27	416	435	525	544
Altura do poplíteo	365	23	312	327	403	418
Comprimento coxa-poplíteo	470	30	401	421	520	540
Comprimento máximo da coxa	570	32	496	518	622	644
Espessura do peito	275	30	206	226	324	344
Espessura abdominal	260	36	177	201	319	343
Alcance funcional vertical (sentado)	1.165	57	1.033	1.072	1.258	1.297
Distância ombro-assento	595	34	516	539	650	673
Distância cotovelo-assento	250	28	185	204	296	315
Largura de ombros (biacromial)	300	25	243	260	341	358
Largura de ombros (bideltóide)	445	31	373	394	496	517
Largura das ancas	400	27	337	355	445	463
Peso (kg)	64	10	41	48	80	87

Tabela 4.4: Valores médios (em mm) das dimensões antropométricas para diferentes populações europeias masculinas adultas [Arezes et al., 2006; Pheasant, 1998].

Dimensão	Reino Unido	Polónia	Holanda	Portugal
Estatura	1.740	1.695	1.795	1.690
Altura dos olhos	1.630	1.600	1.670	1.585
Altura do ombro	1.425	1.365	1.670	1.395
Altura do punho	755	595	795	735
Altura do cotovelo	1.090	1.065	1.135	1.050
Alcance funcional anterior	780	795	745	730
Alcance funcional vertical (de pé)	2.060	2.205	2.125	2.030
Altura sentado	910	885	940	920
Altura dos olhos (relação ao assento)	790	780	820	810
Espessura máxima da coxa	160	140	140	175
Altura do joelho	545	530	565	525
Altura do poplíteo	440	445	455	400
Comprimento coxa-poplíteo	495	455	520	485
Comprimento máximo da coxa	595	585	620	590
Espessura do peito	250	245	285	265
Espessura abdominal	270	265	310	265
Alcance funcional vertical (sentado)	1.245	1.290	1.280	1.250
Distância ombro-assento	595	605	620	630
Distância cotovelo-assento	245	240	240	255
Largura de ombros (biacromial)	400	390	410	335
Largura de ombros (bideltóide)	465	440	475	475
Largura das ancas	360	345	375	380

Tabela 4.5: Valores médios (em mm) das dimensões antropométricas para diferentes populações europeias femininas adultas [Arezes et al., 2006; Pheasant, 1998].

Dimensão	Reino Unido	Polónia	Holanda	Portugal
Estatura	1.610	1.575	1.650	1.565
Altura dos olhos	1.505	1.485	1.530	1.465
Altura do ombro	1.310	1.280	1.365	1.295
Altura do punho	720	570	775	685
Altura do cotovelo	1.005	985	1.050	965
Alcance funcional anterior	705	735	705	675
Alcance funcional vertical (de pé)	1.905	2.005	1.905	1.860
Altura sentado	850	825	875	865
Altura dos olhos (relação ao assento)	740	725	750	760
Espessura máxima da coxa	155	140	150	165
Altura do joelho	500	485	505	480
Altura do poplíteo	400	420	405	365
Comprimento coxa-poplíteo	480	450	495	470
Comprimento máximo da coxa	570	565	600	570
Espessura do peito	250	245	290	275
Espessura abdominal	255	250	295	260
Alcance funcional vertical (sentado)	1.150	1.185	1.175	1.165
Distância ombro-assento	555	565	565	595
Distância cotovelo-assento	235	230	240	250
Largura de ombros (biacromial)	355	350	360	300
Largura de ombros (bideltóide)	395	380	400	445
Largura das ancas	370	360	395	400

A partir do estudo realizado por Arezes et al. [2006], podemos verificar que é notória a diferença de alguns parâmetros, nomeadamente a estatura, que tem vindo a aumentar (tendência secular). Algumas dimensões estão dependentes do nível de desenvolvimento musculoesquelético, como por exemplo a largura de ombros. Existem também desvios significativos nas alturas lombares e espessuras abdominais. Para além disso, é possível também verificar a existência de diferenças significativas entre populações europeias, particularmente ao nível da estatura.

### 4.3 Dados antropométricos do membro inferior

Os dados recolhidos durante o subcapítulo 4.2 referem-se apenas a comprimentos do corpo humano ou dos seus segmentos. Contudo, estes dados não são suficientes para caracterizar fisicamente o corpo humano. Na tabela 4.6 podem ser consultados dados referentes ao comprimento, massa, centro de massa e momento de inércia dos segmentos do membro inferior.

O comprimento foi determinado segundo os dados da tabela 4.2 em conjunto com as relações estabelecidas por Drillis [1966]. Drillis [1966] estabeleceu a relação média entre a altura do indivíduo com o comprimento dos segmentos corporais.

A massa de cada segmento considerada é proveniente do estudo realizado por Laboratory [1988]. Neste, a massa corporal média é de 81,5 kg.

O momento de inércia é calculado através do raio de giração no centro de massa, pela seguinte equação:

$$I_{segmento} = m_{segmento} \times r_{g,segmento}^2 \quad (4.1)$$

Tabela 4.6: Dados antropométricos do membro inferior. [Drillis, 1966; Laboratory, 1988]

	Percentil		
	5 <sup>o</sup>	50 <sup>o</sup>	95 <sup>o</sup>
<hr/>			
Comprimento ( <i>mm</i> )			
Coxa	536	590	644
Perna	385	416	446
Pé	238	257	276
<hr/>			
Massa segmento ( <i>kg</i> )			
Coxa	7,7	9,8	11,8
Perna	3,1	3,8	4,5
Pé	0,8	1,0	1,1
<hr/>			
Centro de massa ( <i>mm</i> )			
Distância ao fim proximal do segmento			
Coxa	232	255	279
Perna	167	180	193
Pé	119	128	138
<hr/>			
Momento inércia ( <i>Kgf.cm<sup>2</sup></i> )			
No centro de massa			
Coxa	2307,94	3559,06	5105,74
Perna	479,39	682,79	933,87
Pé	47,28	68,37	86,79
<hr/>			

## Capítulo 5

# Princípio de funcionamento do exosqueleto e análise funcional

### 5.1 Papel do exoesqueleto como sistema estrutural

A incorporação do exosqueleto pode ser dividida em dois grupos, consoante a sua posição em relação ao membro sobre o qual irá afectar. Esta divisão compreende os exosqueletos em série, dispositivos que ligando-se em série com o membro, aumentam o seu comprimento e deslocação, e em paralelo onde, neste caso, o exosqueleto aumenta o rendimento metabólico inerente à locomoção, resistência e força físicas.

Dentro desta divisão, de predominância posicional, é possível subdividir em termos de actuação sobre o exosqueleto. Podemos dividir o tipo de actuação como sendo activa ou passiva onde os exosqueletos do tipo activo usam sistemas eléctricos, pneumáticos ou hidráulicos para fazer a sua actuação enquanto que, por sua vez, os exosqueletos do tipo passivo fazem a sua actuação mecanicamente, recorrendo-se normalmente de elementos visco-elásticos.

Os exosqueletos em paralelo têm a vantagem de permitirem que parte da carga e peso corporal seja transferido directamente para o chão, para além de que o uso de exosqueletos em série aumenta o custo metabólico já que, com o aumento de comprimento do membro inferior com o mecanismo, aumenta também o trabalho necessário realizar na anca durante o movimento da perna na fase aérea para além do esforço extra para estabilizar o movimento. A estes esforços físicos, soma-se o facto de que as forças de reacção no solo, durante o movimento de caminhada, continuam a ser suportadas pela perna [Herr, 2009].

### 5.2 Problemas actuais e aplicações

A incidência de acidente vascular cerebral (AVC) é a causa principal de incapacidade grave e até crónica nos Estados Unidos da América e Canadá. Embora dois terços da população que sofre de AVC recupera função ambulatoria, o seu andar fica alterado, resultando num ciclo de caminhada tipicamente assimétrico, lento e ineficiente metabolicamente. Devido a estes problemas, é notória uma incapacidade de sustentação de peso no membro mais afectado, originando instabilidade e um aumento do risco de quedas [Westlake and Patten, 2009]. Para além destes problemas, lesões lombares graves e até crónicas provocadas por assimetria dos membros inferiores [Defrin et al., 2005] ou lesões graves da coluna vertebral pela utilização, por elevados períodos de tempo, de cargas excessivas [Mackie et al., 2005].

A aplicação de dispositivos de correcção, traz resultados benéficos onde o uso de exoesqueletos aumenta a rapidez do tratamento dessa correcção, como reportado por Mankala et al. [2009] e por Hesse et al. [2008] por exemplo, pela maior intensidade de tratamento que, pelo uso deste equipamento, não está tão dependente da fadiga dos terapeutas que assistem ao paciente.

Contudo, este trabalho incide sobretudo na utilização deste tipo de tecnologia na redução de actividades fatigantes. Este tipo de aplicação é interessante em ramos tão diversos como o militar, o uso por bombeiros ou para outros onde existam actividades de elevado esforço físico dos membros inferiores.

Um exosqueleto paralelo aos membros inferiores pode distribuir a carga cíclica que ocorre durante essas actividades de elevado esforço. Essa distribuição ajuda a atrasar a sensação de fadiga, melhorando a capacidade de resistência. Estas melhorias traduzem-se também num menor esforço metabólico que seria necessário. O desenvolvimento deste tipo de exosqueletos pode beneficiar pessoas que realizem este tipo de actividades também pela redução de lesões. Isto porque este tipo de actividades é bastante susceptível a lesões nas costas e membros inferiores [Mackie et al., 2005].

### 5.3 Exosqueletos em série

Elementos elásticos no corpo, como os ligamentos e tendões, são conhecidos por desempenharem um papel crucial em termos da estabilidade do movimento e economia energética do mesmo [Cavagna et al., 1977; Ker et al., 1987; Alexander, 1988; Blickhan, 1989; McMahon and Cheng, 1990; Farley et al., 1993; Hogan, 2002].

O seu uso principal prende-se com a redução de perdas energéticas pelos impactos e a armazenagem de energia durante a fase de contacto com o solo assim como para fornecer energia para a propulsão durante a fase final da marcha, corrida ou salto. O uso deste tipo de técnicas tem sido adoptado para o design de sapatos ou exosqueletos.

Alguns mecanismos usados em série com o membro biológico podem reduzir o custo metabólico da corrida pela diminuição dos efeitos das perdas energéticas do impacto e por proporcionarem um retorno energético.

O Springbuck (ver figura 5.1a) é um sapato especialmente desenhado para corrida, composto por uma sola intermédia num material elástico em compósito de carbono. Este tipo de sapato mostrou melhorias na absorção dos choques e nos custos metabólicos a velocidades moderadas de corrida. Contudo, esta melhoria mostrou ser modesta quando comparado com um sapato sem uma sola intermédia elástica [Herr and Gamow, 1997, 2000].

Têm sido desenvolvidos exosqueletos do tipo elástico que melhoram a armazenagem e a libertação de energia quando comparado com o sapato Springbuck [Herr and Gamow, 1997, 2000]. É por isso expectável que exosqueletos deste tipo possam aumentar a velocidade do movimento de corrida assim como a economia energética.

Neste tipo de exosqueletos é possível ainda referir o PowerSkip e o SpringWalker™ (ver figura 5.1b e 5.1c, respectivamente). Este tipo de equipamentos demonstra aumentos na altura de salto ainda que não melhorem a velocidade de corrida ou o seu custo associado [Dick and Edwards, 1991]. É aliás provável o aumento do custo metabólico em cerca de 20% quando comparado com a locomoção sem o uso do equipamento [Herr, 2009].

Os exosqueletos em série como o SpringWalker™ aumentam o custo metabólico do movimento de corrida pelo aumento do comprimento do membro humano pelo comprimento do

equipamento. Assim, é aumentado o trabalho necessário realizar na anca para prolongar o movimento da perna durante a fase de balanço e o custo global necessário para estabilizar o movimento. Para além disso, as forças de reacção do solo continuam a ser exercidas sobre os membros humanos.

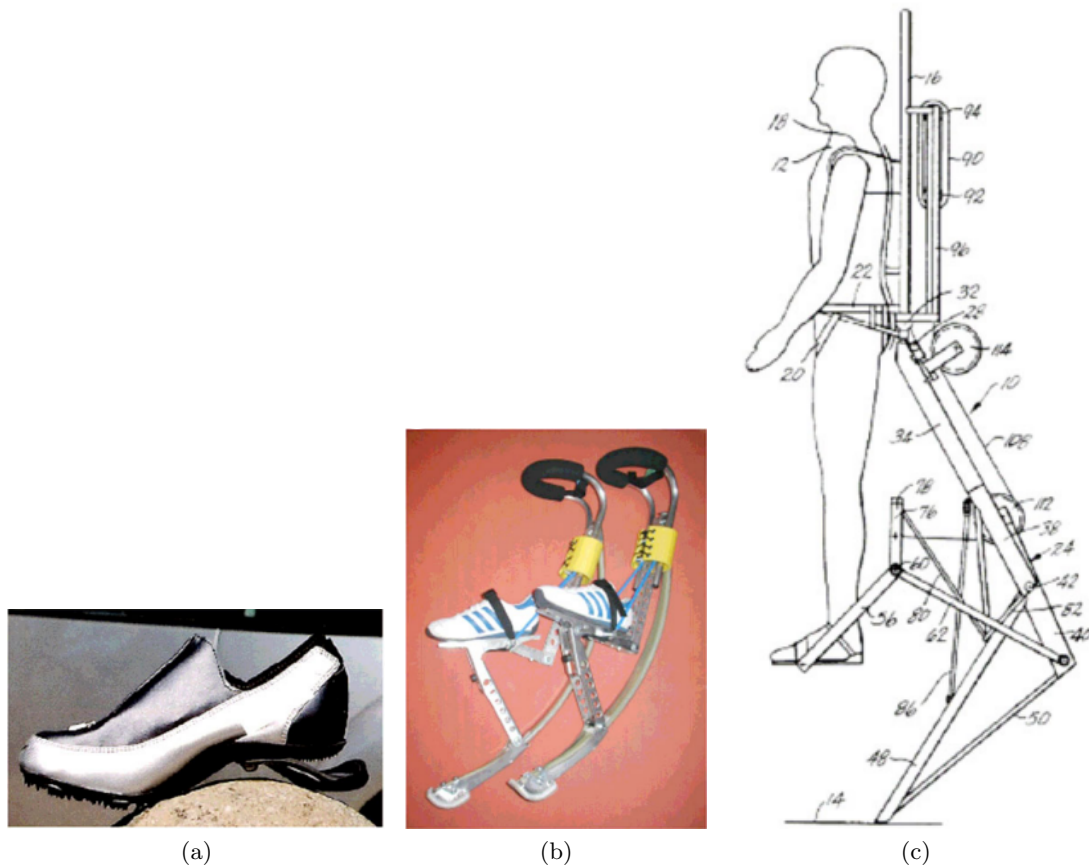


Figura 5.1: Exosqueletos que actuam em série com o membro inferior. **Legenda:** a) Sapato Springbuck [Herr and Gamow, 1997, 2000]; b) Exosqueleto PowerSkip [PowerSkip, 2010]; c) Exosqueleto SpringWalker™[Dick and Edwards, 1991]

## 5.4 Exosqueletos em paralelo

Nas próximas secções, irão ser abordados e divididos os vários exosqueletos que partilham esta solução estrutural, sendo que a divisão irá ser feita consoante a principal função para que foram desenhados. Assim, é possível dividir em três tipos principais de exosqueletos: para aumento do momento e trabalho mecânico, para aumento da resistência humana e para transferência de carga.

### 5.4.1 Aumento do momento e trabalho mecânico

Existem vários exosqueletos que foram desenvolvidos para este fim [Vukobratovic et al., 1974, 1990; Hristic et al., 1981; Grundmann and Seireg, 1977; Seireg and Grundmann, 1981;

Tomovic et al., 1978; Hristic et al., 1978; Schwirtlich et al., 1981; Jaukovic, 1981; Schwirtlich and Popovic, 1984; Popovic and Schwirtlich, 1987; Popovic et al., 1990; Durfee and Hausdorff, 1990; Goldfarb and Durfee, 1996; Yamamoto et al., 2002, 2003; Kawamoto and Sankai, 2002; Kawamoto et al., 2003; Pratt et al., 2004; Blaya and Herr, 2004; Ferris et al., 2005, 2006; Sawicki et al., 2005; Nikitczuk et al., 2005; Banala et al., 2006; Kong and Jeon, 2006]. Este tipo de exosqueleto não transmite nenhuma quantidade substancial de carga para o solo, mas simplesmente aumenta o momento e o trabalho mecânico passível de ser realizado na articulação.

Este tipo de exosqueleto pode melhorar o consumo metabólico na marcha e corrida ou pode também ser utilizado de modo a reduzir dores nas articulações ou aumentar a força em articulações com determinadas patologias que as tornem fracas ou paralisadas.

Um exosqueleto deste tipo está ilustrado na figura 5.2, desenvolvido na Universidade de Tsukuba onde o objectivo passa por aumentar a *performance* e melhorar o processo de reabilitação [Kawamoto and Sankai, 2002; Kawamoto et al., 2003].

A estrutura das pernas do exosqueleto total HAL-5, propulsiona a flexão/extensão nas articulações na anca e no joelho com recurso a um motor eléctrico implementado directamente nessas articulações.

O grau de liberdade presente no tornozelo para os movimentos de flexão/extensão é passivo. Os componentes do membro inferior comunicam com o utilizador por diversas ligações: um sapato específico com sensores de força de reacção, um arnês na coxa e perna e um cinto largo.

O sistema do HAL-5 utiliza vários sensores de modo a ser controlado: eléctrodos EMG na sua superfície, colocados abaixo da anca e acima do joelho em ambas as partes posterior e anterior do corpo do utilizador, potenciómetros para medir o ângulo nas articulações, sensores de forças de reacção, um giroscópio e acelerómetro montado na mochila para a estimativa da postura do tronco.

Estes sensores são usados em dois sistemas de controlo que, em conjunto, determinam a intencionalidade de movimentos do utilizador e operam o exosqueleto: um sistema baseado em EMG e um sistema baseado em padrões de caminhada.

Segundo Guizzo and Goldstein [2005], são necessários doze meses de modo a calibrar o exosqueleto para uma determinada pessoa.

Neste momento, o HAL-5 está em fase de ser preparado para comercialização. Algumas das modificações sobre as versões anteriores incluem membros superiores, mais leve e fontes de energia mais compactas com maior duração da bateria (aproximadamente 160 minutos de operação contínua) e mudanças a nível de aspecto exterior.

O peso total do exosqueleto de corpo completo é de 21kg.

Um operador que utilize o HAL-5 pode levantar até 40kg mais do que conseguiria sem o dispositivo. Adicionalmente, melhorou também a capacidade de geração de força nos membros inferiores. Isto, segundo os dados disponíveis em Cyberdyne [2010].

Outro exemplo de uma ortose que tem em vista o aumento do momento e trabalho mecânico pode ser vista na figura 5.2. Foi desenvolvida pelo *MIT Biomechatronics Group* uma ortose activa para o tornozelo e pé de modo a assistir a marcha em pessoas com patologias caracterizadas por "drop-foot" [Blaya and Herr, 2004].

Este dispositivo resulta da modificação de uma ortose passiva para o tornozelo e pé, onde foram implementados actuadores elásticos em série (AES) que são controlados com base na força de reacção no solo e dados sobre os ângulos provenientes de sensores. Usando o AES,



é possível variar a impedância do tornozelo na fase de apoio controlando a flexão plantar e assistindo com a dorsiflexão durante a fase de balanço da marcha.

Em ensaios clínicos, esta ortose mostrou melhorias no ciclo de caminhada de pacientes que sofriam de "foot-drop" pelo aumento da velocidade de marcha, reduzindo o aparecimento do fenómeno de "foot slap", criando uma melhor simetria com o membro inferior não afectado e fornecendo assistência durante a flexão plantar.

Esta ortóse é relativamente compacta e consome uma pequena quantidade de energia (10 Watts de energia eléctrica). Neste momento está a ser desenvolvido um novo modelo pela iWalk, LLC cujo objectivo é o desenvolvimento de uma versão portátil e energeticamente autónoma deste dispositivo.

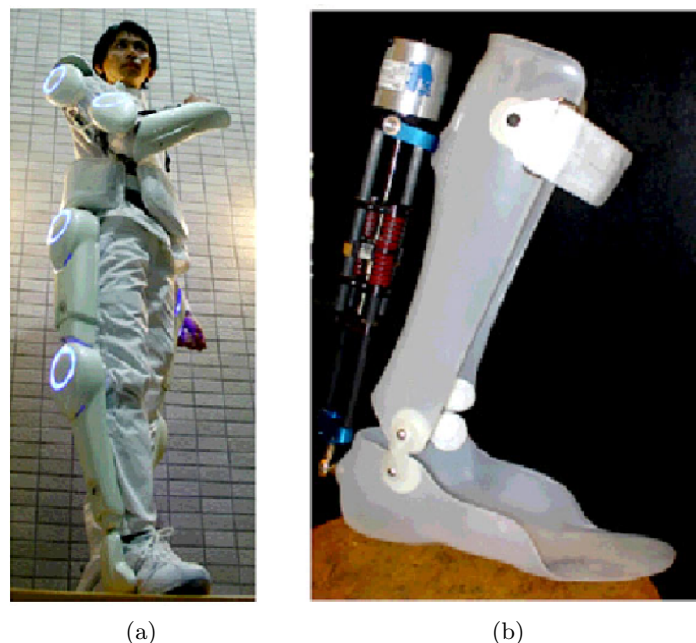


Figura 5.2: Exosqueletos que actuam em paralelo com o membro inferior de modo a aumentar o momento e o trabalho mecânico. **Legenda:** a) Exosqueleto HAL-5 [Kawamoto and Sankai, 2002; Kawamoto et al., 2003]; b) ortóse activa para o tornozelo e pé desenvolvida pelo *MIT Biomechatronics Group* [Blaya and Herr, 2004]

#### 5.4.2 Aumento da resistência humana

Por todo o corpo humano centenas de músculos exercem forças de modo a contrair e mover os membros e tronco. Durante o exercício exaustivo, apenas uma pequena parte destes músculos ficam fatigados. Para uma actividade aeróbica repetitiva, um exosqueleto paralelo aos membros poderia ser desenhado de modo a redistribuir a carga cíclica de trabalho por um maior número de músculos de modo a atrasar a sensação de fadiga. Neste tipo de estratégia, elementos do tipo mola inseridos no exosqueleto poderiam ser esticados pelos músculos que não iriam normalmente sofrer fadiga caso o exercício fosse efectuado sem o mecanismo. A energia é então armazenada pelo exosqueleto e pode depois ser usada para ajudar os músculos que irão tipicamente fatigar podendo possivelmente melhorar a capacidade de resistência.

De modo a testar se será de facto possível para um exosqueleto aumentar a resistência usando esta estratégia, foi realizada uma experiência em seis sujeitos humanos onde cada um usava um exosqueleto simples que é composto por duas molas que ligam cada pulso a um arnês na anca, como demonstrado na figura 5.3 [Herr and Gamow, 1997].

As molas estão em equilíbrio quando ambos os cotovelos estão completamente flectidos com os pulsos posicionados à altura do peito. Com este mecanismo, um sujeito realizou a seguinte actividade, ciclicamente, até a exaustão completa usando uma dada rigidez da mola. Da posição sentada, um sujeito estende completamente os seus braços de modo a agarrar uma barra directamente a sua frente, esticando as molas localizadas no braço. Com a ajuda das molas esticadas, o sujeito levanta o corpo para a frente com os seus braços até o queixo passar a barra. Depois o sujeito ficou de pé numa cadeira, largou a barra e sentou-se na cadeira. É de notar que cada ciclo não inclui baixar o corpo com os braços depois de levantar. Usando esta abordagem, a energia foi apenas armazenada nas molas pela extensão dos braços para a frente. Cada sujeito realizou a experiência cinco vezes com uma determinada rigidez na mola, usando um total de cinco diferentes tipos de rigidez. A ordem pela qual cada rigidez era usada foi aleatória de modo a excluir qualquer efeito sequencial. Além disso, cada sujeito tinha que usar sempre o mesmo tempo para se sentar depois de se levantar, de modo a que o tempo em que cada braço não estava a ser usado durante cada ciclo, não muda-se. Durante cada experiência, os sujeitos tinham dois ou três dias de descanso.

Os resultados experimentais estão disponíveis na figura 5.3. A resistência foi maximizada para uma rigidez  $K$  de aproximadamente 0.25 para cada sujeito. Adicionalmente, a resistência com o exosqueleto aumentou entre 1.5-fold a 2.5-fold quando comparado com a resistência sem o uso de exosqueleto. Usando um modelo matemático do braço humano e do exosqueleto, foi possível relacionar a eficiência muscular global com a rigidez do exosqueleto. O modelo previa que a eficiência muscular seria maximizada para a mesma rigidez adimensional onde a resistência fosse máxima ( $K \sim 0.25$  como é possível ver na figura 5.3), sugerindo que as variações na resistência seriam uma consequência das variações na eficiência pelas quais o corpo realizava o trabalho necessário para cada ciclo [Herr and Gamow, 1997].

Existem diversas aplicações para este tipo de exosqueleto. Por exemplo, uma muleta foi construída por Herr [1995] com uma ortose assistida por uma mola no cotovelo de modo a maximizar a resistência de pessoas com necessidades físicas especiais para usibr escadas e rampas.

Quando o utilizador flecte ambos os cotovelos de modo a posicionar as extremidades da muleta no próximo patamar de uma escada, as molas da ortose situadas no cotovelo, são comprimidas e armazenam energia. Esta energia armazenada é depois usada para assistir durante o movimento de extensão do cotovelo, ajudando a levantar o corpo para o próximo passo e atrasando o efeito de fadiga no bíceps e triceps.

Segundo Herr [2009], será possível o desenvolvimento de exosqueletos activos que variam a impedância de modo a redistribuir o trabalho realizado pelo corpo optimamente por um maior volume muscular, maximizando a eficácia pela qual o corpo consegue realizar trabalho mecânico e aumentar significativamente a resistência humana.

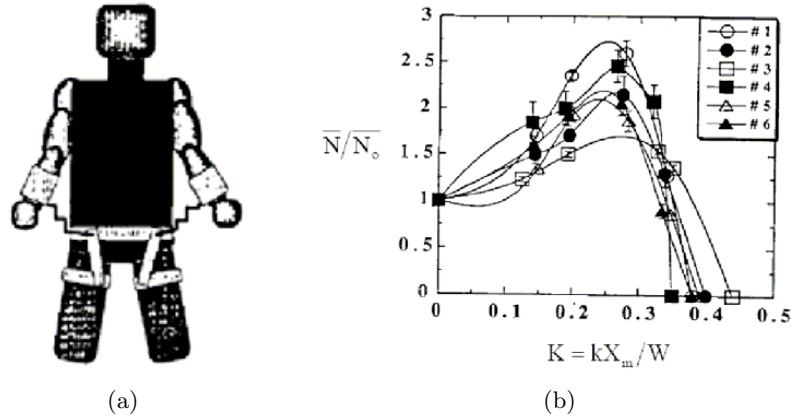


Figura 5.3: Exosqueletos que actuam em paralelo com o membro inferior de modo a aumentar a resistência humana. **Legenda:** a) Exosqueleto desenvolvido pelo MIT para subir escadas; b) Gráfico que demonstra a relação entre o número  $\bar{N}$  de ciclos até à exaustão normalizado pelo valor a rigidez zero,  $\bar{N}_0$  pelo valor adimensional da rigidez da mola no braço K. K é definido como a rigidez da mola inserida k multiplicada pela máxima distância que a mola foi esticada  $X_m$  e dividida pelo peso corporal do sujeito W [Herr and Gamow, 1997].

### 5.4.3 Transferência de carga

Em contraste com os exosqueletos em série, os modelos em paralelo com o membro podem transferir o peso corporal pela estrutura do exosqueleto directamente para o solo, diminuindo as cargas sobre os membros biológicos e diminuindo também o esforço metabólico dos movimentos de locomoção. Adicionalmente, este tipo de equipamentos não aumenta o comprimento do membro, logo não aumenta o custo energético global necessário para estabilizar o movimento.

O conceito de mecanismos que ajudem a suportar cargas não é novo. Mochilas com armações têm sido aplicadas de modo a diminuir a carga suportada pelos ombros. Ainda que a mochila ajude na distribuição dessa carga, o peso é transferido para as ancas do utilizador, forçando-o a suportar a carga. Por isso mesmo, a capacidade que um indivíduo pode suportar, usando uma mochila convencional, é limitada.

Outros exemplos de equipamentos para suporte de carga incluem equipamentos ortopédicos como muletas, canadianas e andarilhos. Estes equipamentos ortopédicos, ainda que transfiram a carga para o solo, estes geralmente operam supondo que o utilizador é capaz de se levantar e carregar o seu próprio peso. Muitos destes equipamentos requerem que a parte de cima do tronco seja usada continuamente sendo que, por esse motivo, estes dispositivos não são geralmente úteis quando os membros superiores se devem manter livres de desocupados.

De modo a reduzir a carga colocada sobre o sistema musculoesquelético, foram também desenvolvidos exosqueletos activos. Este tipo de exosqueletos imitam a função das articulações do corpo usando actuadores ou músculos artificiais. Os actuadores necessários para este tipo de exosqueletos consomem uma quantidade de energia significativa, sendo que, de modo a ser produzida, esta energia é ainda de difícil produção ou ainda não está disponível. Adicionalmente, a tecnologia de actuadores compactos, em que se baseiam os músculos artificiais, ainda não se desenvolveu o suficiente de modo à sua aplicação ser prática corrente. É por isso necessário, no domínio dos exosqueletos activos, desenvolvimentos em diversas áreas, como a

actuação, músculos artificiais e armazenamento de energia.

A primeira menção a este tipo de exosqueleto foi feita por Nicholas Yagn na patente atribuída em 1890 [Yagn, 1890a,b]. A sua invenção, demonstrada na figura 5.4, compreende duas longas lâminas elásticas que operavam em paralelo com os membros inferiores e era destinado a aumentar a *performance* de corrida do exército Russo. Cada lâmina foi desenhada para ser activada na fase de contacto de modo a transferir eficazmente o peso corporal para o solo, reduzindo as forças exercidas durante a fase de apoio. Durante a fase de balanço, as lâminas paralelas eram libertas de modo a deixar o membro biológico dobrar livremente e de modo a deixar o pé deixar o solo. Ainda assim, não existe menção da invenção de Yagn ter sido demonstrada favoravelmente.

De modo a diminuir as cargas metabólicas durante os movimentos de salto, foi desenvolvido um exosqueleto no *MIT Biomechatronics Group* e com base no modelo de Yagn [Herr et al., 2006; Grabowski and Herr, 2009]. O exosqueleto, na figura 5.4, era constituído por lâminas em fibra de vidro que se estendem por todo o membro inferior, sendo capazes de transferir o peso corporal directamente para o solo durante a fase de apoio. Em contraste com o modelo desenvolvido por Yagn, este não tem a possibilidade de libertar as lâminas durante a fase de balanço visto que esse tipo de movimento não é necessário durante o salto.

Sem contar com o peso adicional de cada exosqueleto, o seu uso reduziu o custo metabólico no movimento de salto contínuo numa média de 24% quando comparado com o salto normal [Grabowski and Herr, 2009]. Isto porque o efeito elástico do equipamento em paralelo, diminuiu o trabalho mecânico necessário realizar pelos membros biológicos. E, visto que o movimento de salto é similar ao movimento de corrida, é provável que os efeitos do uso deste tipo de exosqueletos se façam notar também em termos de poupança metabólica e biomecânica na corrida. Em 1969, o *Kinematic Walker* foi desenvolvido por Vukobratovic [1990]. Cada perna deste equipamento continha dois graus de liberdade com uma articulação activa na anca e uma articulação passiva no tornozelo. O joelho encontrava-se preso e as ancas eram actuadas por pistões pneumáticos montados na pélvis.

Vukobratovic [1990] desenvolveu o primeiro exosqueleto activo com três graus de liberdade por cada perna. Este exosqueleto introduziu um grau de liberdade no joelho. Usava 7 actuadores pneumáticos e 14 válvulas activadas electromagneticamente por solenóides. Este exosqueleto permitia a um indivíduo paraplégico caminhar, mas era incapaz de proporcionar estabilidade dinâmica. De modo a impedir que o utilizador se desequilibre, era necessária a ajuda contínua de outras pessoas ou muletas. Este exosqueleto, pelo seu tipo de *interface* com o corpo humano, provocava lesões derivadas do seu uso continuado em vários pontos de pressão.

Ambos os exosqueletos desenvolvidos por Vukobratovic [1990] eram fornecidos por ar comprimido pelo exterior.

Em 1978, Vukobratovic [1990] desenvolve o *active suit*. Este era composto por um microcomputador que controlava um exosqueleto activo. Um motor servoeléctrico de 100W de potência era utilizado na articulação da anca enquanto que, no joelho, era utilizado um motor servoeléctrico de 50W ligado a um redutor de parafuso sem-fim. O sistema era controlado por um microprocessador montado no peito e possuía baterias de níquel-cádmio. A ligação ao tronco do utilizador era feita usando feltro resistente e reforços em liga leve. Este exosqueleto foi testado por um paciente com distrofia muscular que foi capaz de se adaptar rapidamente e usar o equipamento sem dificuldade.

O desenvolvimento de exosqueletos que permitam aumentar a capacidade de carga humana pode beneficiar pessoas que realizem actividades de transporte de cargas, aumentando a

sua capacidade e diminuindo a probabilidade de lesões nos membros inferiores ou costas, melhorando também a eficácia metabólica na locomoção e/ou reduzindo o nível de dificuldade aparente do movimento.

Na figura 5.4, é possível ver o *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton* (BLEEX), tendo como principais características o facto de ser energeticamente autónomo, por transportar a sua própria fonte de energia, segundo Kazerooni and Steger [2006].

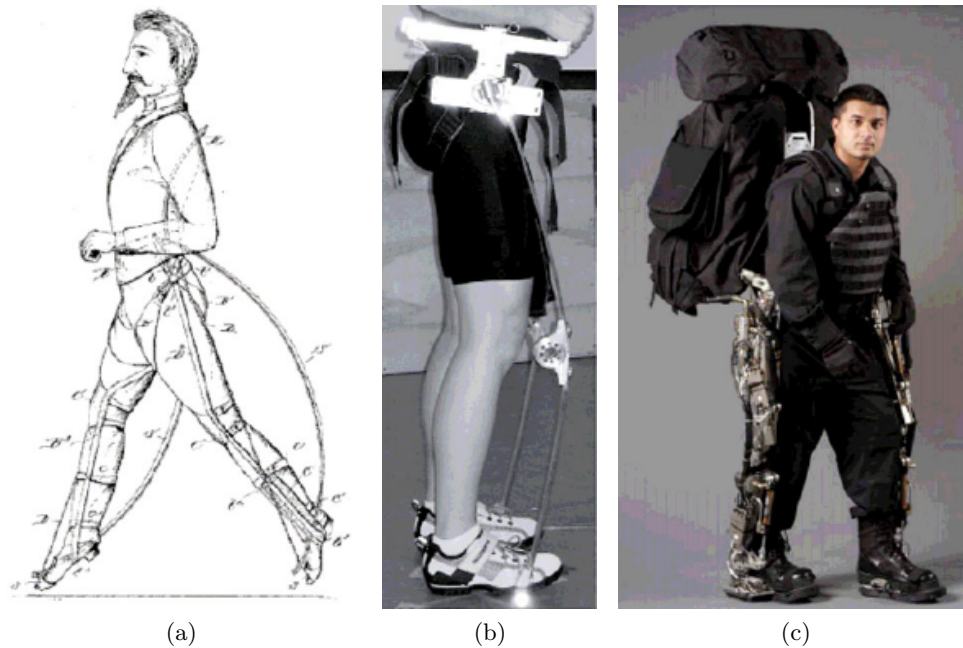


Figura 5.4: Exosqueletos que actuam em paralelo com o membro inferior de modo a transferir carga para o solo. **Legenda:** a) Exosqueleto desenvolvido por Yagn [Yagn, 1890a]; b) Exosqueleto desenvolvido pelo *MIT Biomechatronics Group* [Herr et al., 2006; Grabowski and Herr, 2009]; c) Exosqueleto BLEEX [Zoss et al., 2006; Chu et al., 2005]

O exosqueleto BLEEX inclui três graus de liberdade na anca, um no joelho e três no tornozelo. Destes, quatro são actuados: na anca nos movimentos de flexão/extensão, na anca nos movimentos de abdução/adução, no joelho nos movimentos de flexão e extensão e no tornozelo nos movimentos de flexão e extensão. Nas articulações não-actuadas, compreendem-se os movimentos no tornozelo de inversão e eversão e os movimentos de rotação na articulação da anca sendo estes actuados por mola enquanto que a articulação no movimento de rotação no tornozelo é livre [Zoss et al., 2006].

Neste exosqueleto, a articulação que permite a rotação na anca é partilhada por ambos os membros do exosqueleto e, por isso mesmo, não interferem com a articulação da anca do utilizador. A articulação no tornozelo que permite os movimentos de inversão/eversão, é similar por não se localizar em conjunto com a articulação do utilizador, sendo localizada na parte lateral do pé de modo a simplificar o *design* do equipamento. Os outros cinco graus de liberdade do exosqueleto coincidem com as articulações do utilizador [Zoss et al., 2006].

A actuação do exosqueleto é feita com recurso a cilindros hidráulicos lineares bidireccionais montados numa configuração triangular com articulações rotativas, resultando num momento

efectivo que varia com o ângulo dessa articulação.

O BLEEX consome uma média de 1143 Watts de potência hidráulica durante a marcha em terreno normal, assim como 200 Watts de potência eléctrica para as componentes electrónicas e de controlo. Em comparação, um ser humano de tamanho semelhante, com aproximadamente 75kg, consome sensivelmente 165 Watts de potência metabólica durante o mesmo tipo de locomoção [Zoss et al., 2006; Chu et al., 2005].

O peso dos componentes da articulação, caso fosse actuada electricamente, é cerca do dobro da articulação actuada hidraulicamente. Ainda assim, o consumo energético da actuação eléctrica é significativamente inferior caso fosse usado nessa implementação hidráulica segundo Zoss and Kazerooni [2006].

Este exosqueleto pode equilibrar-se sozinho, mas o seu utilizador deve fornecer força de modo a direccionar o equipamento durante a marcha.

O sistema de controlo utiliza informação de oito *encoders* e dezasseis acelerómetros lineares de modo a determinar o ângulo, velocidade angular e aceleração angular de cada uma das oito articulações actuadas. Um *switch* no pé e um sensor de carga por cada pé são necessários para determinar o contacto com o solo e distribuição da força por cada pé durante o duplo apoio. Oito sensores de força uniaxiais são utilizados no controlo da força exercida por cada actuador e um inclinómetro para determinar a orientação da mochila em relação à gravidade [Zoss et al., 2006].

De modo a ser autónomo energeticamente com este uso de actuadores, foi desenvolvido um sistema hidráulico-eléctrico híbrido de modo a fornecer a energia necessária [Amundson et al., 2005].

Em termos de *performance*, os utilizadores que usam o BLEEX conseguem suportar uma carga de até 75kg enquanto caminham a uma velocidade de 0.9m/s e podem caminhar a uma velocidade de até 1.3m/s sem a carga aplicada.

Está em estudo uma nova versão deste exosqueleto. Este novo equipamento terá aproximadamente metade do peso do anterior modelo, pela implementação de actuação eléctrica com um sistema de transmissão hidráulico.

O exosqueleto passivo desenvolvido por Chu and Chu [2009], que pode ser visto na figura 5.5, transfere a carga colocada sobre o exosqueleto para o solo. Este exosqueleto é constituído por uma estrutura que é acoplada ao corpo do utilizador, uma barra deslizante ligada a essa estrutura corporal e uma plataforma, ligada a essa barra deslizante, solidária com o pé, que estabelece o contacto com o solo. O utilizador pode colocar uma carga na estrutura ligada ao corpo e assim transferir essa carga desde a estrutura corporal, pela barra deslizante, até à plataforma no pé, fazendo com que o exosqueleto suporte pelo menos uma parte dessa carga.

Essa barra deslizante inclui ainda uma haste de alinhamento e uma de carga. A haste de alinhamento possui uma porção no topo que está articulada com a estrutura corporal enquanto que a haste de carga está num alinhamento fixo e paralelo com o eixo da haste de alinhamento segundo o seu comprimento. Adicionalmente, a haste de carga está ligada com a haste de alinhamento de maneira a que o comprimento da barra deslizante seja ajustável pelo deslizamento do topo da haste de carga entre a porção inferior e superior da haste de alinhamento.

Outro aspecto deste exosqueleto passa pela estrutura corporal rígida que permite a transferência da carga do exosqueleto. Além disso, a haste de carga é composta ainda por uma articulação no tornozelo ligada com a parte inferior da haste de carga, onde essa articulação serve de ligação entre a haste de carga com a plataforma no pé.

Este exosqueleto passivo possui também um apoio oscilante articulado com a estrutura

corporal. Este apoio possui dois canais, um de deslocação e outro de carga, sendo ambos incorporados no apoio. O canal de deslocação é construído de maneira a ser orientado na direcção proximal do membro para o solo. O canal de carga, por sua vez, é posicionado de maneira a que o ângulo formado entre o canal de carga e de deslocação seja inferior a  $90^\circ$ .

Na parte superior da haste de carga, está ligado um perno de carga. Este perno é ligado ao apoio oscilante através, tanto do canal de deslocação como o de carga. Quando um utilizador caminha e alterna da fase de apoio para a fase de balanço, a carga é transferida do apoio corporal para o apoio oscilatório, fazendo com que o perno se desloque entre os canais de deslocação e de carga, transferindo assim a carga do apoio oscilatório para o perno e seguidamente através da haste de carga e da plataforma no pé até ao solo.

Este exosqueleto tem também a particularidade de incluir um travão na parte frontal e traseira, ambos colocados no apoio corporal, de modo a impedir o balanço. Adicionalmente, o apoio oscilatório é composto também por um componente no topo de modo a interagir com os travões frontal e traseiro. Quando um utilizador está a caminhar, o apoio oscilatório desloca-se de uma posição frontal para uma posição traseira. Quando esse apoio está na posição frontal, o componente no seu topo interage com o travão traseiro e, quando o componente de tipo interage com o travão frontal.

De modo a manter a posição proximal do pé do utilizador na plataforma, é utilizada uma ligação no pé ligada à plataforma de modo a estabelecer a união. A ligação do corpo do utilizador ao apoio corporal do exosqueleto é feita pela utilização de um arnês flexível, um cinto e suspensórios. Isto é feito numa porção do tronco do utilizador, permitindo-o operar o exosqueleto e mantê-lo próximo de si.

O exosqueleto desenvolvido por Shimada and Hirata [2007] e que pode ser visto na figura 5.5, foi desenhado sendo o seu principal objectivo o desenvolvimento de um equipamento que ajude a marcha e que possa ser fixado ao corpo do utilizador rigidamente sem causar desconforto ou dificultar os movimentos do utilizador. Este exosqueleto possui uma estrutura de suporte corporal com elevada rigidez de modo a suportar as forças de reacção do actuador, enquanto se mantém leve, fácil de usar e vestir.

De modo a conseguir atingir estes pressupostos, este exosqueleto possui uma estrutura de suporte na pélvis de modo a poder ser usada em torno da anca do utilizador e pelo menos um actuador montado nessa estrutura pela base enquanto que a interacção com a coxa é feita de forma livre, em que: o suporte colocado na pélvis é composto essencialmente por uma zona na base em forma de U tendo uma rigidez relativamente elevada e adaptado de modo a poder ser usado pelo utilizador em torno da anca e um par de abas com uma flexibilidade relativamente elevada, que se estendem de cada lado na base na direcção uma da outra. A parte livre das abas é deixada com uma abertura mais pequena que a largura da anca do utilizador.

Assim, o utilizador pode dobrar as abas para fora de modo a definir uma abertura larga o suficiente de modo a poder vestir o equipamento, enquanto que as abas retornam à sua forma original devido ao seu retorno elástico, até à parte frontal da anca do utilizador. Por sua vez, a base da estrutura pode ter uma elevada rigidez de modo a poder suportar o actuador.

A base e as abas podem ser construídas como uma única peça usando um material compósito reforçado por fibras ou, alternativamente, as abas podem ser construídas separadamente, sendo posteriormente ligadas à base.

De modo a se tornar ajustável, é possível adicionar à base uma guia deslizante sendo então possível ajustar o seu comprimento assim como adicionar um mecanismo de fecho de modo a manter o ajuste designado pelo utilizador. Assim é possível ajustar o mecanismo de modo a ser utilizado por um número elevado de pessoas eliminando a necessidade do fabrico

de um número elevado de equipamentos de maneira a obter diversos tamanhos. Neste caso, é utilizado um sistema tipo cremalheira para seleccionar incrementalmente as posições.

Como a base da estrutura possui uma elevada rigidez, é utilizado um manípulo de forma a melhorar a utilização do exosqueleto. De modo a aumentar o conforto do utilizador, o suporte na pélvis é adaptado ao utilizador em cinco pontos que incluem a parte traseira da articulação sacroilíaca, as zonas laterais na pélvis na crista ilíaca assim como em ambos os lados esquerdo e direito da parte frontal da pélvis. Entre pelo menos um destes cinco pontos, é usada uma superfície almofadada de modo a aumentar o conforto do utilizador e melhorar o ajuste do equipamento ao corpo.

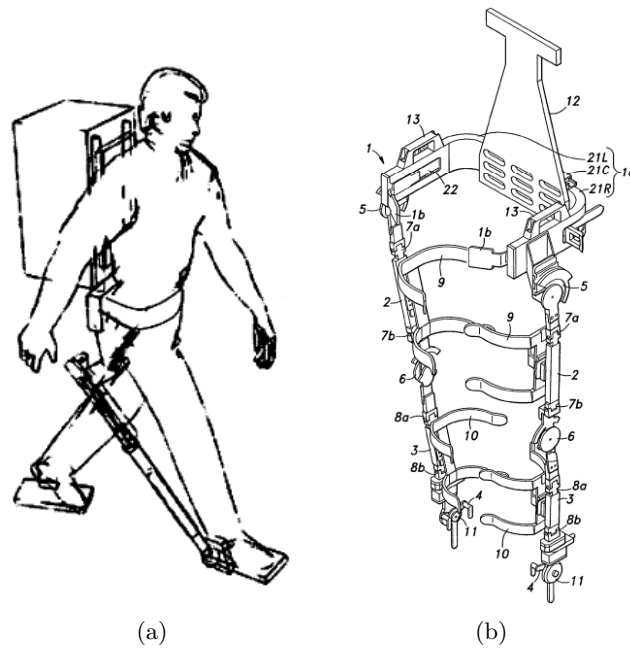


Figura 5.5: Exemplos de exosqueletos que actuam em paralelo com o membro inferior de modo a transferir carga para o solo. **Legenda:** a) Exosqueleto desenvolvido por Chu and Chu [2009]; b) Exosqueleto desenvolvido por Shimada and Hirata [2007]

## 5.5 Análise funcional

A análise funcional foi efectuada com recurso ao *Quality function deployment* - QFD. Esta ferramenta converte os requisitos dos consumidores em características do produto.

Os requisitos do consumidor, a sua priorização e os requisitos técnicos foram feitos baseando-se em referências bibliográficas recorrendo a fontes bibliográficas. Entre elas, o comentário feito por Herr [2009], classifica alguns dos pontos para futura investigação nesta área. Também foi tido em conta o trabalho feito por Johnson [2006] que indica alguns pontos sobre necessidades neste tipo de assistência e por Colombo et al. [2007] que indica algumas das estratégias a seguir em termos de desenho de modo a melhorar a motivação durante o uso deste tipo de equipamento. A avaliação da concorrência foi efectuada tendo em conta o trabalho desenvolvido por Mankala et al. [2009]. Este estuda o desenvolvimento de um exoesqueleto passivo para treino de locomoção em pacientes em reabilitação deste tipo de movimentos.



A análise funcional, usando o QFD, pode ser consultada na figura 5.6a. Desta análise, podemos retirar os dados relativos à priorização revista. Significando uma revisão dos requisitos do consumidor em função da avaliação da estratégia a seguir e também de uma avaliação da concorrência. Estes dados podem ser consultados na figura 5.6b. Ainda na figura 5.6c, podemos observar o resultado da análise da priorização da procura de qualidade. Esta consiste na avaliação das características da qualidade do exosqueleto em relação a uma análise competitiva e à dificuldade de actuação.

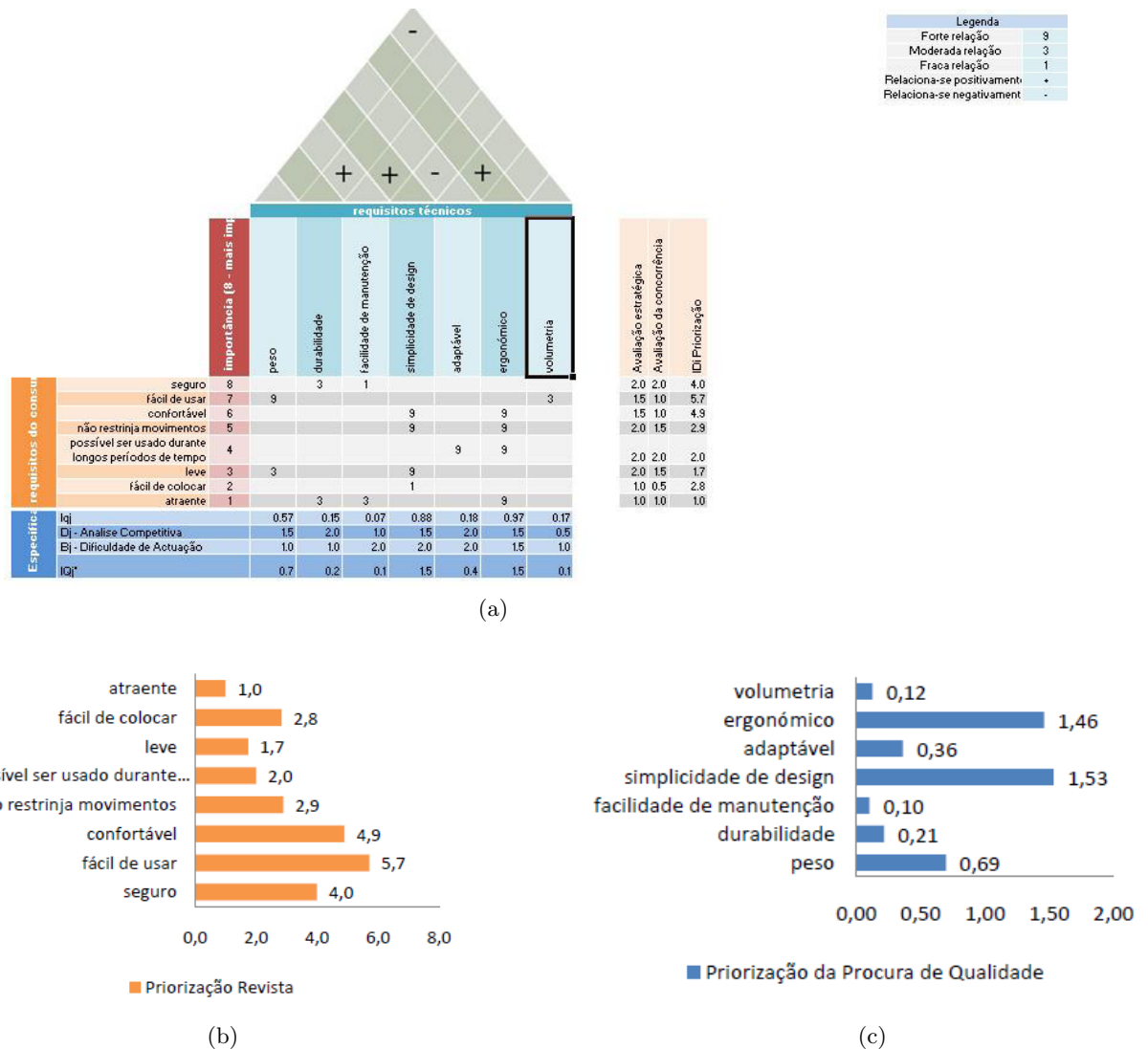


Figura 5.6: Resultados da análise funcional com recurso ao QFD. Em 'a)', representação da análise QFD. Em 'b)', representação dos resultados relativos à priorização revista. Em 'c)', representação dos resultados da priorização da procura de qualidade.

Os aspectos da análise QFD mais relevantes, do ponto de vista do utilizador, são a facilidade de uso, o conforto e a segurança. As restantes são consideradas menos relevantes. Do ponto da qualidade do exosqueleto, são mais relevantes a ergonomia, a simplicidade de design e o peso. As restantes prioridades são consideradas menos relevantes.



## Capítulo 6

# Ante-projecto mecânico

Neste capítulo será feita a abordagem ao *design* do exosqueleto enquanto equipamento mecânico. Neste caso, assume-se como uma estrutura capaz de transmitir a força gerada pelo peso da mochila para o chão, de maneira directa. Para isso, foi utilizado um sistema paralelo aos membros inferiores, tendo como base, perfis cilíndricos de alumínio. De modo a preservar o mais possível a cinemática da locomoção, foi tido em conta que as articulações do exosqueleto devem-se aproximar, o mais possível, das articulações humanas. Para além disso, foram utilizadas molas nas articulações da anca e tornozelo e foi feito o desenvolvimento de um joelho hidráulico. A utilização de molas nas articulações da anca e tornozelo, permite aproveitar o trabalho negativo/positivo dos músculos durante a locomoção. A utilização de um joelho hidráulico, permite ajudar a absorção de trabalho negativo que ocorre nessa articulação.

Foi tida em especial consideração o facto de este equipamento se tratar de um protótipo, logo, as soluções desenvolvidas terão de ter em consideração questões como custos de maquinaria ou utilização de componentes *standard*. Assim, é importante a simplificação geral do desenho do exosqueleto de modo a servir este propósito.

Nos anexos A e B, estão disponíveis os desenhos de definição e de conjunto do exosqueleto desenvolvido.

O peso total do exosqueleto é de 5,87kg.

### 6.1 Selecção da secção tipo para os segmentos do exosqueleto

A principal função do exosqueleto passa por suportar os esforços impostos pela mochila. Para além disso, este irá proporcionar a *interface* com o utilizador. De modo a reduzir o peso da estrutura do exosqueleto e a maximizar a sua rigidez, foi realizada uma análise estrutural preliminar de forma a encontrar a forma e dimensão da secção dos segmentos mais adequada.

Para esta análise considerou-se o caso de carga representado na figura 6.1 onde se considerou uma mochila com um peso de 450N, posicionada a uma distância de 0,25m do eixo do indivíduo.

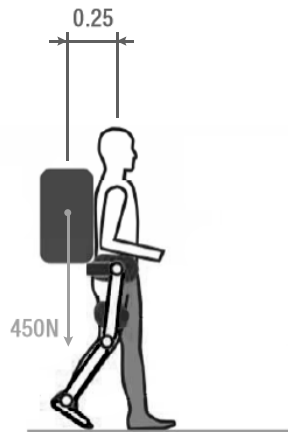


Figura 6.1: Representação esquemática do caso de carga considerado. Adaptado de Walsh [2006]

De modo a economizar tempo de análise, procedeu-se à análise deste caso de carga apenas no segmento mais longo do exosqueleto, ou seja, a coxa. Na figura 6.2 encontra-se representado o diagrama de corpo livre da coxa que serviu para a análise estrutural realizada através do método de elementos finitos. O comprimento do segmento da coxa considerado nesta análise corresponde ao percentil 50. No diagrama de corpo livre do segmento da coxa esta foi considerada rigidamente fixa na zona da articulação do joelho. Foi aplicado um momento de 112,5N.m na extremidade proximal do segmento juntamente com uma carga de compressão, alinhada com o eixo do exosqueleto.

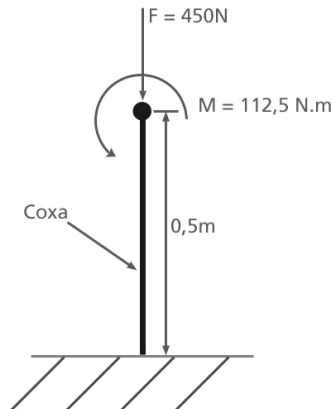


Figura 6.2: Diagrama de corpo livre utilizado na análise do segmento da coxa.

Foi determinado o momento na extremidade proximal do segmento como sendo:

$$M = 450 \times 0.25 \Leftrightarrow M = 112,5 \text{ N.m} \quad (6.1)$$

Considerando uma carga de compressão de 450N proveniente da mochila, com o seu centro de gravidade a 0.25m do corpo.

De modo a seleccionar a melhor secção para esta aplicação, foram realizadas simulações numéricas considerando diferentes materiais e geometrias da secção tendo sido considerados os seguintes critérios:

- Flecha da deformada do segmento inferior a  $10mm$  de modo a não haver uma excessiva encurvadura do segmento;
- Atravancamento do perfil máximo de  $40 \times 40mm$  de maneira a não se tornar um entrave à funcionalidade normal do utilizador;
- Perfil standard de modo a estar facilmente disponível no mercado e económico [Hydro, 2010; Extrusal, 2010];
- Minimização do peso da estrutura.

Os materiais seleccionados para a análise foram o aço, o alumínio, a fibra de vidro e a fibra de carbono. As geometrias seleccionadas para análise foram secção quadrada, rectangular, em 'T', em 'U' e circular. As dimensões de todas as secções seleccionadas podem ser consultadas na figura 6.3.

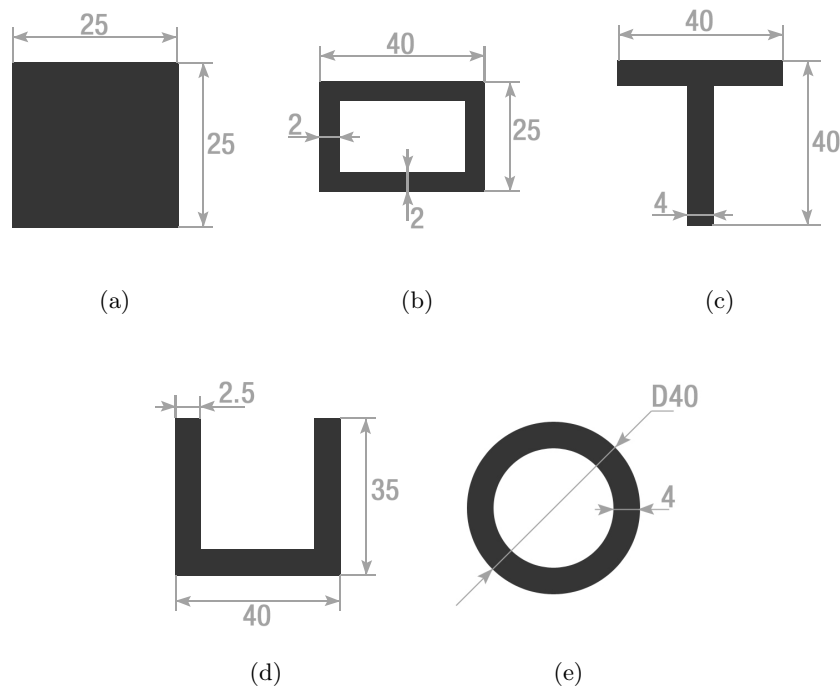


Figura 6.3: Geometrias escolhidas para a simulação numérica segundo os catálogos Hydro [2010] e Extrusal [2010].

As propriedades mecânicas dos materiais utilizados nas simulações podem ser consultadas na tabela 6.1. No caso das fibras de vidro e de carbono, estas foram consideradas como materiais isotrópicos durante a análise [Sawbones Worldwide, 2010; Tian, 2007].

Tabela 6.1: Propriedades mecânicas dos materiais em estudo.

	Alumínio	Aço	Fibra de vidro	Fibra de carbono
Módulo de Young ( $GPa$ )	70	200	25	70
Coefficiente de <i>Poisson</i>	0.346	0.266	0.2	0.1
Tensão Limite Elástica ( $MPa$ )	95	250	157	163
Densidade( $kg/m^3$ )	2710	7860	1900	1600

A análise foi realizada usando o módulo de *Generative Structural Analysis* do software CATIA® V5. Na figura 6.4 é possível ver a representação desta análise. É aplicada a condição de encastramento na zona distal enquanto que, na face oposta, é aplicada uma carga distribuída de magnitude  $450N$  e um momento de magnitude  $112.5N.m$ . Para cada segmento foi criada uma malha de elementos finitos tetraédricos com  $2mm$  de tamanho médio do tipo linear.

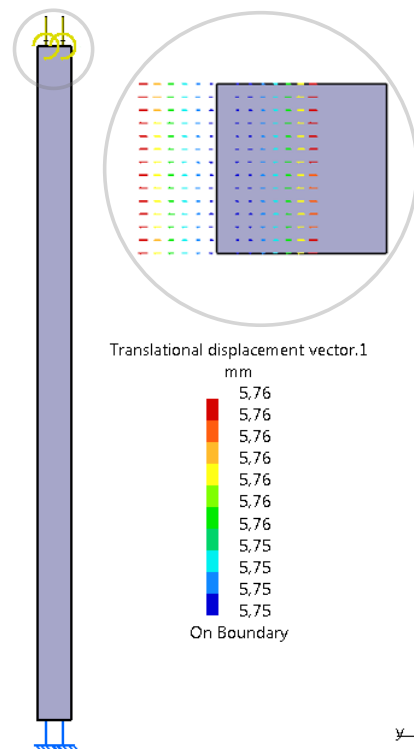


Figura 6.4: Representação do encastramento e aplicação de carga distribuída e momento no segmento em análise. Do lado direito encontra-se a ampliação do topo do segmento, mostrando o campo de deslocamentos nessa zona.

Para as diferentes secções analisadas foram mantidas as mesmas condições em termos das cargas aplicadas e das condições fronteira no segmento. A partir dessas simulações foi realizada uma análise à tensão máxima de Von Mises instalada no segmento assim como ao deslocamento máximo ocorrido na zona proximal deste.

Relativamente às tensões máximas instaladas no segmento, estas encontram-se representadas na tabela 6.2 e graficamente na figura 6.5.

Tabela 6.2: Compilação dos resultados das simulações efectuadas para as diversas secções e materiais relativamente às suas tensões máximas equivalentes de Von Mises, expressas em  $MPa$ .

		Material			
		Alumínio	Aço	Fibra de vidro	Fibra de Carbono
Secção	barra quadrada	90,700	88,316	89,453	90,809
	rectangular	109,239	109,810	110,219	110,771
	em T	143,213	146,923	149,142	151,709
	em U	134,812	138,015	139,735	141,568
	circular	44,306	44,733	45,146	45,505

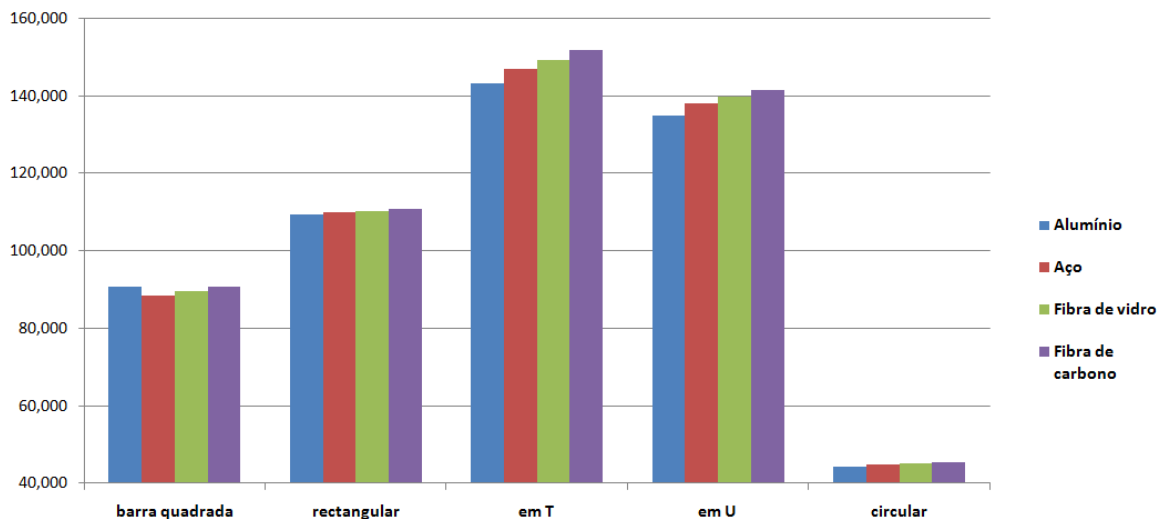


Figura 6.5: Compilação dos resultados das simulações efectuadas para as diversas secções e materiais relativamente às suas tensões máximas equivalentes de Von Mises, expressas em  $MPa$ .

Para cada tipo de secção foi calculada a massa com base no comprimento considerado para o segmento da coxa. Os resultados da flecha e massa do segmento, para cada tipo de secção, encontram-se representados na tabela 6.3 encontrando-se representadas graficamente na figura 6.6.

Tabela 6.3: Compilação dos resultados das simulações efectuadas para as diversas secções e materiais relativamente à sua flecha e massa.

		Material				
		Alumínio	Aço	Fibra de vidro	Fibra de carbono	
Secção	barra quadrada	Flecha ( <i>mm</i> )	5,662	2,003	16,087	5,752
		Massa ( <i>kg</i> )	1,524	4,421	1,069	0,900
		Área ( <i>m</i> <sup>2</sup> )	6,25E-04			
	rectangular	Flecha ( <i>mm</i> )	8,206	2,877	23,034	8,231
		Massa ( <i>kg</i> )	0,595	1,726	0,417	0,351
		Área ( <i>m</i> <sup>2</sup> )	2,44E-04			
	em T	Flecha ( <i>mm</i> )	4,330	1,518	12,160	4,346
		Massa ( <i>kg</i> )	0,741	2,150	0,520	0,438
		Área ( <i>m</i> <sup>2</sup> )	3,04E-04			
	em U	Flecha ( <i>mm</i> )	6,099	2,139	17,132	6,122
		Massa ( <i>kg</i> )	0,640	1,857	0,449	0,378
		Área ( <i>m</i> <sup>2</sup> )	2,63E-04			
	circular	Flecha ( <i>mm</i> )	2,676	0,939	7,521	2,688
		Massa ( <i>kg</i> )	1,103	3,200	0,774	0,6151
		Área ( <i>m</i> <sup>2</sup> )	4,52E-4			

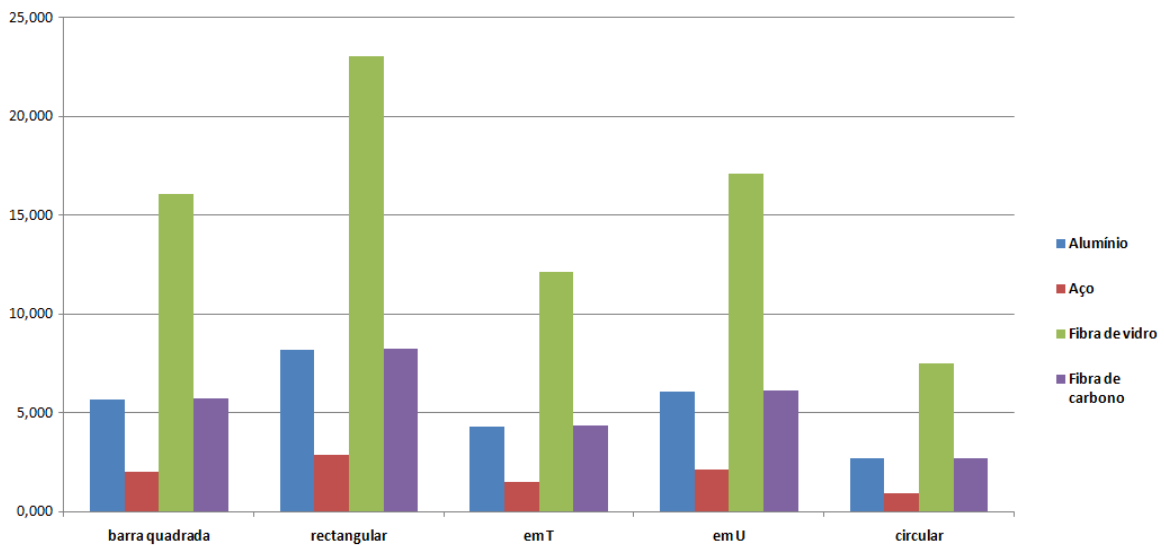


Figura 6.6: Compilação dos resultados das simulações efectuadas para as diversas secções e materiais relativamente à sua flecha, expresso em *mm*.

Pela análise da tabela 6.2 e da figura 6.5, é possível observar que, a secção onde se verifica maior tensão máxima é a secção em 'T'. Esta é seguida da secção em 'U', da rectangular, da quadrada e, por fim, da circular. O material alumínio supera a sua tensão limite elástica para as secções rectangular, em 'T' e em 'U'. Sendo esta tensão ultrapassada, respectivamente, em 15%, 51% e 42%. Nenhum outro material ultrapassa a sua tensão limite de elasticidade. Em termos de tensão equivalente de Von Mises, a secção circular é a que apresenta melhores



resultados para todos os tipos de materiais. Dentro dessa secção, o material com a tensão máxima menor é o alumínio, seguido do aço, fibra de vidro e fibra de carbono.

Relativamente ao deslocamento máximo observado no segmento, verifica-se que o menor deslocamento ocorre para o material aço. Os materiais que apresentaram deslocamentos máximos imediatamente superiores ao aço foram o alumínio e a fibra de carbono com valores muito idênticos entre estes. Finalmente para todas as secções, a fibra de vidro foi o material que apresentou os maiores deslocamentos. Além disso, este material é o único que apresenta um deslocamento superior a 10mm. Isto acontece nas secções quadrada, rectangular, em 'T' e em 'U'. O valor estabelecido como critério é ultrapassado em 61%, 130%, 22% e 71%, respectivamente. Relativamente à massa, os menores valores de massa para qualquer dos perfis estudados observaram-se para a fibra de carbono seguida da fibra de vidro, alumínio e finalmente do aço.

Tendo em conta o descrito, a facilidade de utilização dos materiais e o custo que estes envolvem, a escolha do alumínio, como material de base dos segmentos do exosqueleto, parece ser a mais razoável, já que este permite alcançar flechas do segmento reduzidas ao mesmo tempo que se consegue um bom ganho em termos de massa. Para o alumínio, a secção circular, apresenta valores de flecha inferiores a 10mm, como inicialmente tinha sido colocado como limite razoável para a funcionalidade do exosqueleto, sendo esta a opção escolhida.

## 6.2 Princípio de transferência de carga

Na figura 6.7, é possível ver a representação geral do exosqueleto.



Figura 6.7: Representação do modelo geral do exosqueleto.

A mochila é colocada sobre um apoio em fibra de vidro. Este apoio é fixo ao arnês por intermédio de três parafusos M6x10 com oco hexagonal. O arnês, em fibra de carbono, possui uma forma em 'U' de modo a fazer o contorno do corpo do utilizador. A escolha por este tipo de material assenta no pressuposto de que este componente necessita de oferecer bastante resistência estrutural, mantendo contudo, uma certa flexibilidade.

Na figura 6.8 é possível ver a estrutura de apoio da mochila e a sua ligação ao arnês.

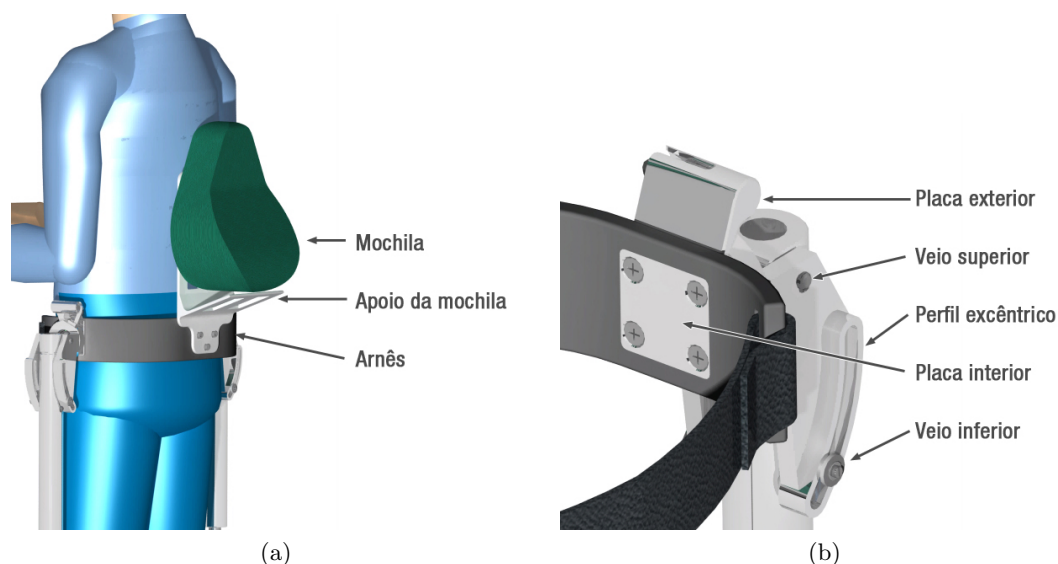


Figura 6.8: Detalhe do exosqueleto onde é possível ver a estrutura de apoio da mochila e a sua ligação ao arnês.

Ao arnês está ligada a articulação da anca. Esta será analisada em maior pormenor no subcapítulo 6.3. A articulação da anca está ligada ao arnês por via de duas placas em alumínio. A placa interna é ligada à placa externa através de quatro parafusos de cabeça plana de embeber e oco cruciforme M6x12. A ligação entre as articulações da anca e joelho é feita pelo segmento da coxa. A sua representação pode ser vista na figura 6.9. Este segmento é composto pela secção estudada no capítulo 6.1 e está disponível no catálogo Hydro [2010] como XRR3310. Dentro do segmento da coxa encontra-se o veio interior da coxa, visível em corte na figura 6.9b. Este veio, em aço, possui um movimento linear segundo a orientação do segmento. Isto é feito graças a dois rolamentos lineares INA KBS20-PP-AS, disponíveis em INA [2010]. O veio interior da coxa efectua a ligação com a articulação da anca por roscagem. Nesta ligação é possível regular o comprimento do veio interior de modo a personalizar a posição do joelho. É utilizada uma contra-porca de modo a melhorar a fixação.

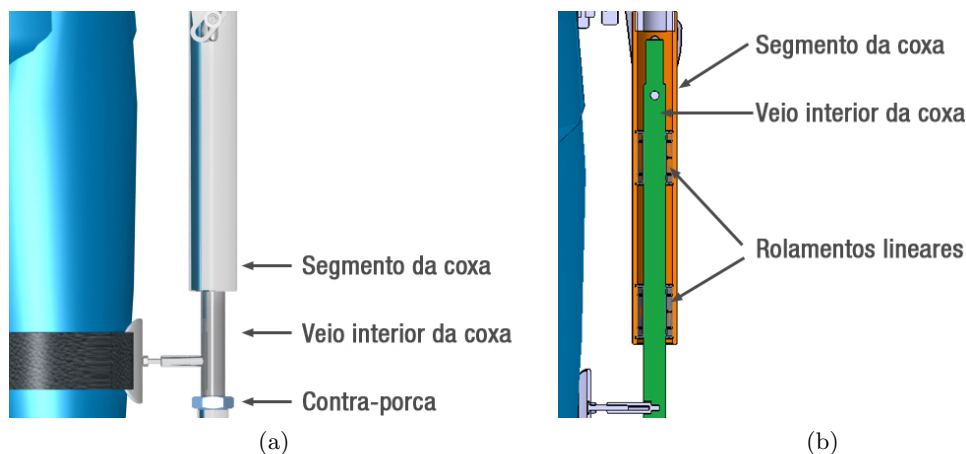


Figura 6.9: Detalhe do exosqueleto onde é possível ver a ligação entre a articulação da anca e joelho. À direita, é feito o corte segundo o plano frontal.

A ligação entre a articulação do joelho e tornozelo é feita pelo segmento da perna. A sua representação pode ser vista na figura 6.10. Este segmento usa a mesma secção que foi analisada no capítulo 6.1. No veio proveniente da articulação do joelho, assenta um rolamento INA 1201-TVH. Este rolamento é colocado no segmento por intermédio de anéis elásticos. A ligação do segmento da perna à articulação do tornozelo é feita através de um tubo cilíndrico em alumínio. Este tubo cilíndrico permite a regulação em comprimento do segmento e a personalização da posição da articulação do tornozelo. A sua fixação ao segmento é feita por roscagem e por uma contra-porca. Ligada ao tubo cilíndrico está a articulação do tornozelo, também por roscagem.

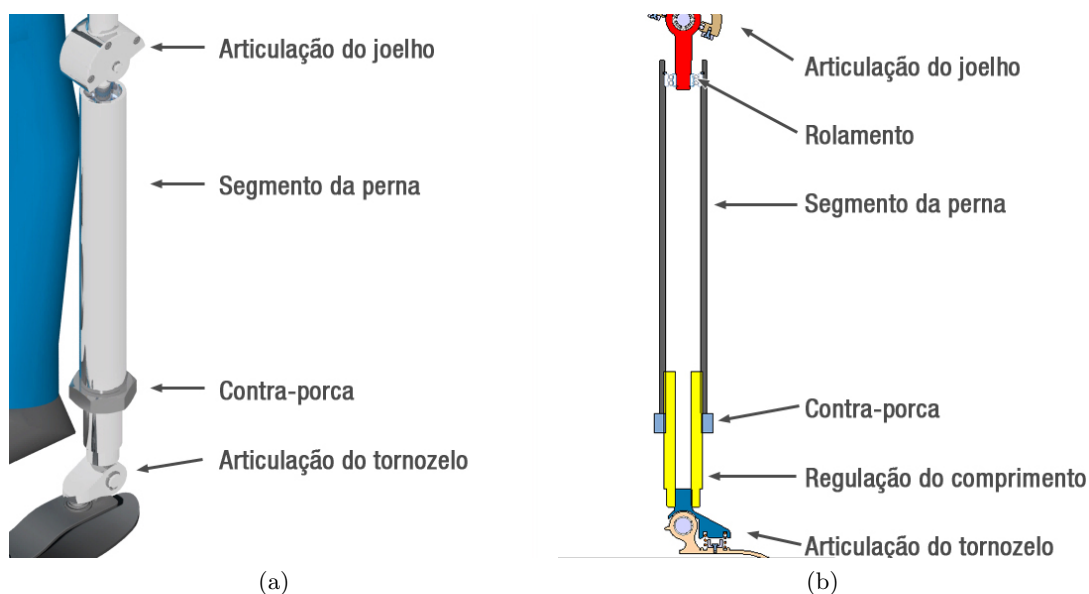


Figura 6.10: Detalhe do exosqueleto onde é possível ver a ligação entre a articulação do joelho e tornozelo. À direita, é feito o corte segundo o plano sagital.

A ligação entre a articulação do tornozelo e a base é feita através da base superior. A sua representação pode ser vista na figura 6.11. O suporte do tornozelo, em alumínio, sustém o veio do tornozelo. Neste veio, em aço, assenta um casquilho de bronze INA PAP1415-P11. Este casquilho é posicionado na base superior por intermédio de anéis elásticos. A base superior, em conjunto com a base inferior, pretende simular uma prótese transtibial. A forma dos dois componentes, ambos em fibra de carbono, pretende diminuir o impacto na estrutura das forças de reacção no solo. A ligação entre as bases é feita através de dois parafusos de cabeça plana de embeber e oco cruciforme M5x12, duas anilhas planas 6x12 e duas porcas M5. O mesmo sistema de fixação é utilizado para o suporte da ligação ao pé com a base superior.

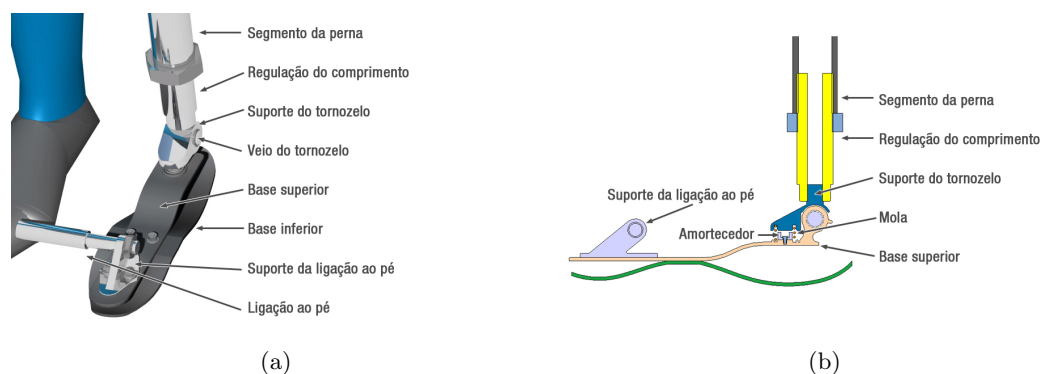


Figura 6.11: Detalhe do exosqueleto onde é possível ver a ligação entre a articulação do tornozelo e base. À direita, é feito o corte segundo o plano sagital.

### 6.3 Articulação da anca

Na articulação da anca foram considerados dois graus de liberdade correspondendo à flexão/extensão e abdução/adução. Estes movimentos estão descritos nos subcapítulos 6.3.1 e 6.3.3, respectivamente.

Pela análise biomecânica efectuada no capítulo 3, é possível verificar que a anca se comporta, durante o ciclo de marcha, de uma forma alternada entre trabalho positivo e negativo. Contudo, o valor de trabalho médio será positivo durante o ciclo. Por isso mesmo, é expectável que, através da utilização de uma mola, seja possível simular a geração desse trabalho. Como é possível ver na figura 6.12, a mola é colocada, em relação à articulação, de modo a esta ser comprimida durante a fase média e de apoio. Isto acontece no movimento de flexão e extensão da anca. Desta maneira, é possível armazenar trabalho sobre a forma de energia potencial elástica durante a compressão e libertar essa energia na fase seguinte. A mola é fixa de maneira a que haja apenas compressão da mesma e não tracção. Isto porque a tracção da mola com esta configuração significaria que o movimento da perna teria que dispendar energia, o que não é desejável neste caso. A solução apresentada está descrita no subcapítulo 6.3.2.

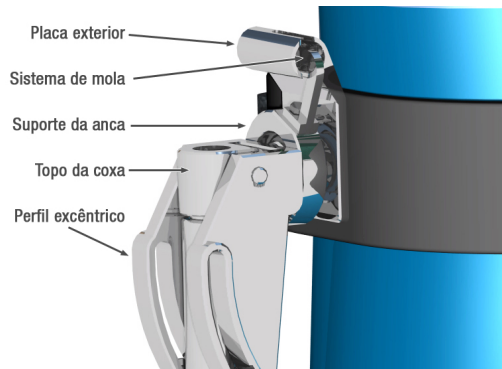


Figura 6.12: Detalhe do exosqueleto onde é possível ver o sistema de actuação mecânica e a articulação da anca.

### 6.3.1 Movimento de flexão/extensão

A rotação do veio da anca é feita segundo o rolamento de secção fina INA CSCAA010-TN, disponível em [INA, 2010]. Este rolamento é colocado em posição no suporte da anca através de anéis elásticos. O suporte da anca é ligado ao perfil excêntrico, através de dois parafusos M4x20 de cabeça hexagonal. O veio da anca é ligado à placa exterior por roscagem. Esta placa inclui a câmara onde se encontra a mola, responsável pelo armazenamento de energia. O sistema que permite este movimento pode ser visto na figura 6.13.

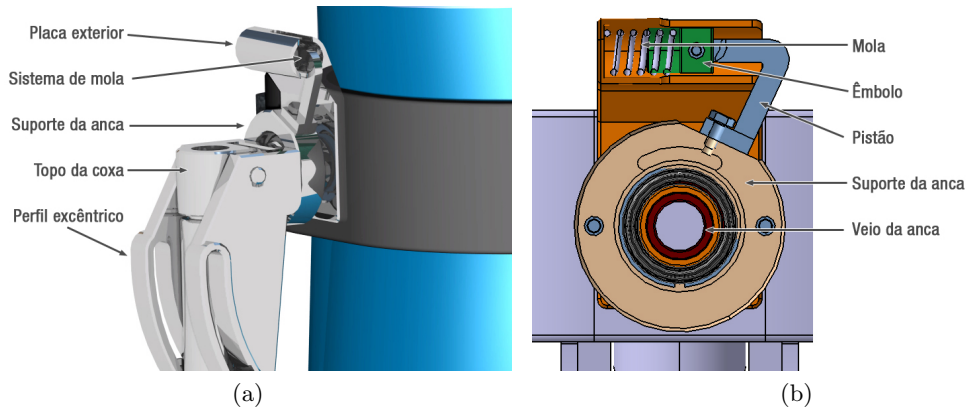


Figura 6.13: Sistema que permite o movimento de flexão/extensão da anca. À direita, representação em corte do sistema de mola, segundo o plano sagital.

De modo a restringir este movimento, foi desenhado um rasgo no suporte da anca. A placa exterior possui um pino que percorre o perfil do rasgo. Esta limitação é necessária para que não ocorra hiperextensão ou hiperflexão da anca. Como é possível ver na figura 6.14, a limitação ocorre aproximadamente a  $35^\circ$  de flexão e  $35^\circ$  de extensão.

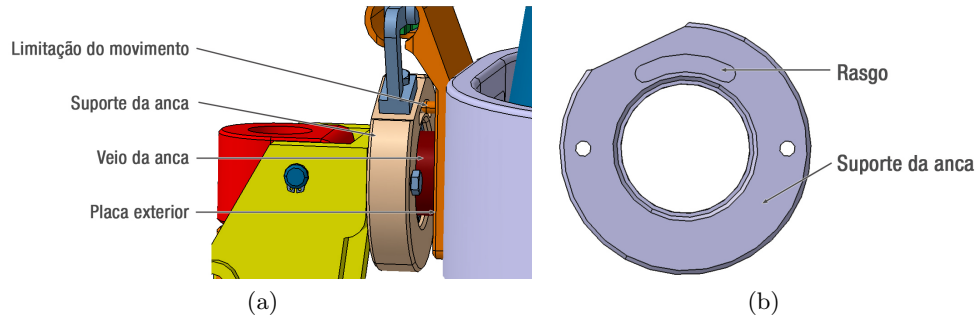


Figura 6.14: Limites de movimento na articulação da anca onde esta ocorre a aproximadamente a  $35^\circ$  de flexão e  $35^\circ$  de extensão. Do lado direito, detalhe do rasgo no suporte da anca.

### 6.3.2 Actuação mecânica

Conforme visto no capítulo 3, durante o ciclo de marcha, a articulação da anca possui períodos onde é desenvolvido trabalho positivo alternado com trabalho negativo. Neste caso, é expectável que o uso de uma mola que capture o trabalho negativo, em energia potencial elástica e o liberte nos períodos de trabalho positivo, seja benéfico para o movimento.

No caso da articulação da anca, esta realiza trabalho negativo na fase de posição final da anca, como descrito no capítulo 3. Ao observar a figura 3.5 desse mesmo capítulo, podemos ver que a esta fase corresponde o tempo relativo entre 30% a 65%. Isto significa que, em termos de ângulo na articulação, teremos percorrido um total  $\alpha$ . Onde,

$$\begin{aligned}\alpha &= 25^\circ \\ &= 0,1389rad\end{aligned}$$

Para este intervalo de tempo relativo e, observando o gráfico 3.6, temos que:

$$M_{médio} = 45N.m \quad (6.2)$$

É possível agora calcular o trabalho negativo desenvolvido, como:

$$\begin{aligned}W_{negativo} &= M_{médio} \times \alpha \\ &= 45 \times 0,1389 \\ &= 6,25J\end{aligned}$$

Esta energia em forma de trabalho é a que queremos que seja acumulada pela mola. Então, consideramos que:

$$W_{negativo} = E_{acumulada,mola}$$

$$\Rightarrow E_{acumulada,mola} = F_{mola} \times d_{mola}$$

$$\text{Como } F_{mola} = k \times d_{mola},$$

$$E_{acumulada,mola} = F_{mola} \times d_{mola}^2$$

Se consideramos a distância disponível,  $d$ ,

$$d = 50 - 8 - 20$$

$$= 22mm$$

$$= 0,022m$$

Temos que:

$$6,25 = k \times 0,022^2$$

$$\Rightarrow k = 12,913 \times 10^3 N/m$$

### 6.3.3 Movimento de abdução/adução

Este tipo de movimento é mais complexo de replicar mecânicamente. Isto porque, é necessário projectar o eixo de rotação do exosqueleto sobre o eixo de rotação da anca Valiente [2005]. Foi utilizado um perfil que provoca a rotação excêntrica do veio inferior sobre o superior, conforme é possível ver na figura 6.15. Este tipo de *design* permite essa projecção. Mas, prevê ainda a diferença de comprimento do exosqueleto quando comparado com o comprimento do membro inferior. Esta diferença ocorre pela discrepância entre os centros de rotação do membro inferior e do exosqueleto. Este efeito pode criar desconforto durante a locomoção daí que seja importante a sua minimização.

O veio superior, com 8mm de diâmetro em aço, está assente sobre dois casquilhos de bronze INA PAF08055-P11, disponíveis em INA [2010]. Este é fixo por dois anéis elásticos. Por sua vez, o veio inferior, de 8mm de diâmetro em aço, percorre o perfil excêntrico, em alumínio. A *interface* do veio com o perfil excêntrico é feita através de dois casquilhos. Estes são de um material polimérico, desenhados para este efeito. Os casquilhos são fixos ao veio através de dois parafusos M3x8 de cabeça cilíndrica e por duas anilhas planas, em cada lado, respectivamente. O movimento deste veio inferior no perfil excêntrico, irá provocar a subida ou descida do veio interior da coxa. O veio interior da coxa, de 20mm de diâmetro em aço, faz o seu movimento guiado por dois rolamentos lineares INA KB12-PP-AS.

Este perfil excêntrico foi modelado a partir do perfil criado por Valiente [2005].

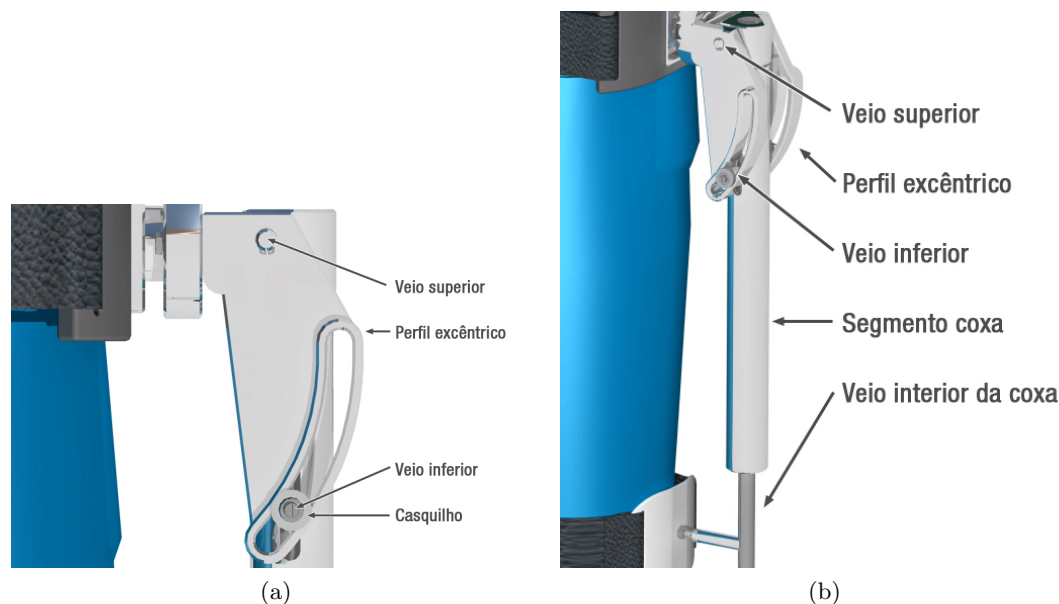


Figura 6.15: Sistema que permite o movimento de abdução/adução da anca.

#### 6.3.4 Determinação da geometria do perfil excêntrico para a abdução/adução da anca

De modo a modelar o perfil excêntrico, foi feita a seguinte análise por Valiente [2005]. A sua representação esquemática pode ser observada na figura 6.16. A pélvis e o membro inferior, foram modelados como um único segmento. Por sua vez, o exosqueleto foi modelado como dois segmentos colineares. A articulação da anca é representada por 'A' enquanto que a mesma articulação, no exosqueleto, é representada por 'B'. Os pontos 'C' e 'D' correspondem, respectivamente, ao ponto de união dos segmentos do exosqueleto e ponto de união do exosqueleto no pé. As medidas utilizadas por Valiente [2005] foram retiradas de Tilley [1993] para um homem de percentil 50. Como visto no capítulo 4, existem variações a este nível entre populações de diferentes origens. Contudo, assume-se a aproximação, visto que a diferença é pequena ( $\sim 5cm$ ). Consoante a alteração do ângulo de abdução, é alterada a magnitude e direcção do vector ' $r_6$ '. Este mecanismo segue a trajetória equivalente, criada por este vector durante o movimento.



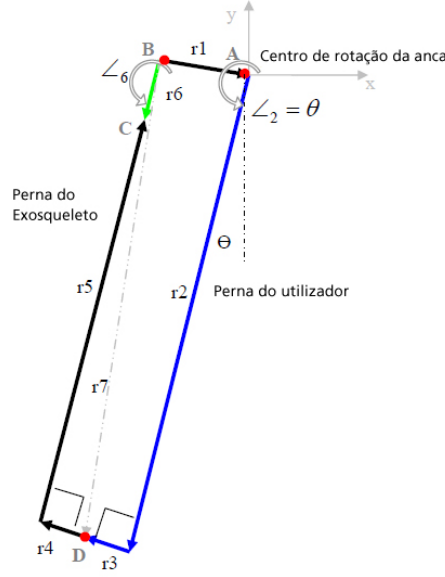


Figura 6.16: Representação esquemática do movimento de abdução/adução da anca. Adaptado de Valiente [2005].

As dimensões das variáveis presentes na figura 6.16 são as seguintes:

$$r_1 = 127(\vec{x}) - 11.43(\vec{y})mm$$

$$|r_2| = 937.26mm$$

$$|r_3| = 63.5mm$$

$$|r_4| = 63.5mm$$

$$|r_5| = 861.06mm$$

$$|r_6| = \text{variável}$$

Assim, o vector ' $r_6$ ' pode ser determinado como função do ângulo ' $\theta$ '. A magnitude, representada por ' $L_6$ ', e a direcção, representada por ' $\angle_6$ ', são obtidas pelas equações:

$$r_7 = r_1 + r_2 + r_3 \quad (6.3)$$

$$(L_5 + L_6)^2 + L_4^2 = L_7^2 \Rightarrow L_6 = \sqrt{L_7^2 - L_4^2} - L_5 \quad (6.4)$$

$$\angle_6 = \angle_7 - \sin^{-1}(L_4/L_7) \quad (6.5)$$

Onde,

$$L_i = |r_i|$$

$$\angle_i = \angle r_i$$

$$r_2 \perp r_3$$

$$r_4 \perp r_5$$

$$r_5 \parallel r_6$$

$$r_1 \text{ é fixo}$$

$$\theta \in [250^\circ, 280^\circ], \text{ correspondendo a } -10^\circ \text{ de adução e } 20^\circ \text{ de abdução.}$$

A figura 6.17 mostra a magnitude e a trajectória do vector ' $r_6$ ', consoante a variação do ângulo ' $\theta$ ', na articulação da anca. O intervalo considerado para o movimento foi de  $-10^\circ$  como o valor máximo de adução e  $20^\circ$  como valor máximo de abdução.

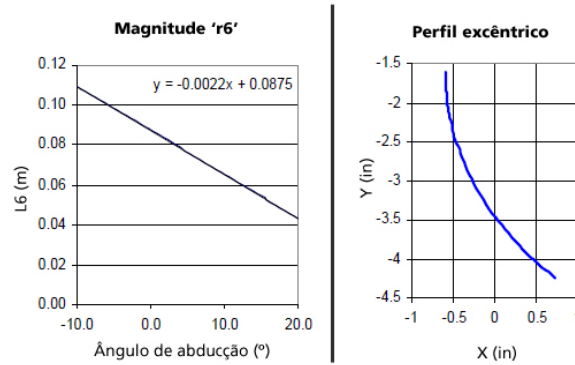


Figura 6.17: Gráfico da magnitude do vector ' $r_6$ ', consoante a variação do ângulo ' $\theta$ ', na articulação da anca. Do lado direito, representação do perfil traçado pela trajectória desse vector. Adaptado de Valiente [2005].

De modo a verificar que a sua localização se sobrepõe ao eixo de rotação humano na anca, é determinada a localização do ponto instantâneo do vector ' $r_5$ '. Este representa o segmento inferior do exosqueleto, à medida que este sofre o movimento de rotação. De modo a saber a localização destes pontos, é criado um novo vector, fixo relativamente ao vector ' $r_5$ ', como é possível observar na figura 6.18. As duas trajectórias, criadas pelo movimento de rotação dos dois vectores, são utilizadas para saber o centro instantâneo de rotação. As posições 'A' e 'B' representam dois instantes de tempo consecutivos. O centro de rotação é então determinado pela intersecção das biseccões entre os pontos.

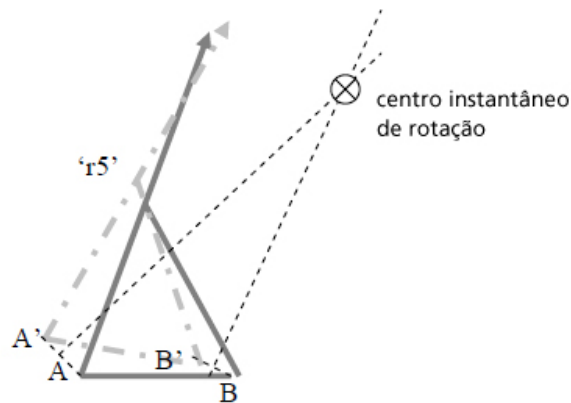


Figura 6.18: Representação do centro instantâneo de rotação para a perna do exosqueleto. Adaptado de Valiente [2005].

O centro do rotação encontrado não é fixo, mas antes um conjunto de pontos. Contudo, este é centrado no eixo biológico da anca. Quando a perna efectua o movimento de abdução, o centro de rotação instantâneo encontra-se abaixo do centro de rotação biológico. No mo-

vimento contrário, o centro de rotação instantâneo localiza-se acima do centro de rotação biológico. Isto pode ser observado na figura 6.19.

Na figura 6.19 é possível observar a sobreposição do centro de rotação virtual sobre o biológico.

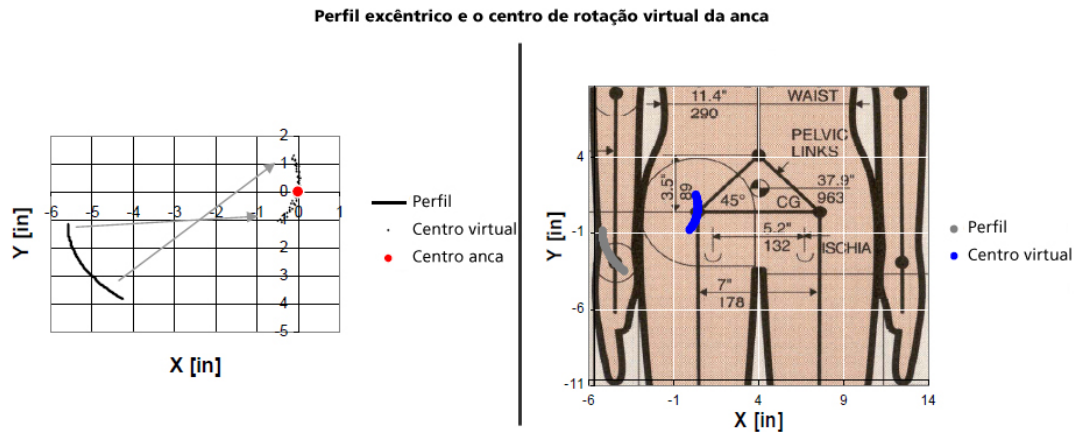


Figura 6.19: Representação do centro instantâneo de rotação para a perna do exosqueleto e a sua sobreposição sobre o centro de rotação da anca. Adaptado de Valiente [2005].

## 6.4 Articulação do joelho

### 6.4.1 *Design* inicial

A forma como o exosqueleto foi desenhado, permite a comutação simples de componentes, tendo por isso um *design* modular.

A articulação do joelho, inicialmente, foi pensada como um sistema hidráulico externo, replicando a acção muscular existente na perna. Este conceito pode ser observado na figura 6.20. Este sistema tem como base um cilindro hidráulico que é ligado excêntricamente ao veio de rotação. Este veio permite o movimento de flexão/extensão. Desta forma, à medida que é realizado o movimento de flexão no joelho, o pistão comprime o fluido hidráulico presente no interior do cilindro.

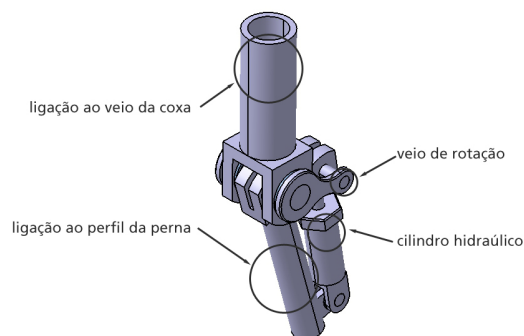


Figura 6.20: Primeiro conceito para articulação do joelho baseado num sistema hidráulico externo.

Contudo, esta não foi a solução adoptada. O seguinte *design* foi escolhido por ser mais compacto e centralizado. No entanto, o *design* inicial permite maior personalização por parte do utilizador, pela fácil integração de um sistema de regulação do amortecimento hidráulico. No *design* escolhido, essa personalização seria mais difícil de implementar. Por isso mesmo, foi gerada uma solução que, em termos de amortecimento, não permite alteração. Contudo é baseada nos parâmetros analisados no capítulo 3, nomeadamente a velocidade angular.

#### 6.4.2 Novo *design*

A articulação do joelho possui dois graus de liberdade: a rotação segundo os eixos  $XX$  e  $ZZ$ , conforme visível na figura 6.21. Correspondem as rotações segundo  $XX$  e  $ZZ$  aos movimentos de flexão/extensão do joelho e eversão/inversão do pé, respectivamente. Ambos os movimentos irão ser descritos nos subcapítulos 6.4.3 e 6.4.5.

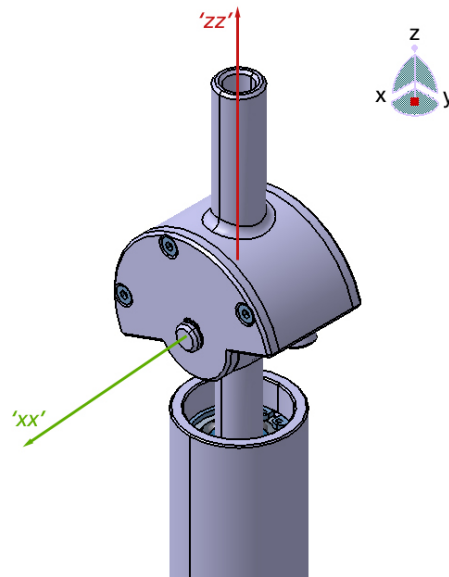


Figura 6.21: Representação dos graus de liberdade presentes no joelho. A vermelho, os movimentos de eversão/inversão do pé e a verde, os movimentos de flexão/extensão.

Pela análise biomecânica efectuada no capítulo 3, é possível verificar que o joelho se comporta durante o ciclo de marcha, em termos de trabalho realizado, de uma forma predominantemente negativa. Isto significa que no joelho é dissipada energia. De modo a poder reproduzir este comportamento, foi desenhado um sistema hidráulico de modo a poder dissipar a energia durante a locomoção.

#### 6.4.3 Movimento de flexão/extensão

O movimento de flexão e extensão do joelho é feito sobre o veio do joelho, onde assenta um rolamento de agulhas INA NK12/16 [INA, 2010]. A escolha deste tipo de rolamento prende-se com as limitações de espaço. O veio do joelho, em aço, possui um diâmetro de 12mm. Este é fixo por intermédio de anéis elásticos ao exterior de duas tampas em alumínio, com 4mm de espessura. Estas tampas fecham a câmara hidráulica através de três parafusos M4x8 de oco hexagonal, cada. O sistema hidráulico é também composto por um pistão rotativo com

um orifício, em alumínio. Este irá fazer também a ligação entre a articulação do joelho e o segmento da perna. Esta ligação é feita com recurso a um veio, no mesmo componente, onde assenta um rolamento INA 1201-TVH [INA, 2010].

A câmara hidráulica, com um perfil de semi-círculo, faz a ligação entre a articulação do joelho e do veio interior da coxa. Esta ligação, entre o suporte do joelho, contendo o perfil em semi-círculo, é feita através de um tubo cilíndrico. Este tubo, com 16mm de diâmetro exterior, é roscado por forma a poder ser feita a ligação. De modo a poder selar a câmara, são utilizados dois o-rings DMR - 120 '*dynamic sealing*', disponíveis no catálogo Daemar [2010]. São também utilizados três vedantes circulares extrudidos de 4mm de diâmetro, disponíveis no catálogo EPM [2010]. Os o-rings fazem a selagem das tampas com o pistão rotativo enquanto que, dois dos perfis extrudidos fazem a selagem do perfil de semi-circulo e, o restante, faz a selagem do pistão rotativo dentro da câmara hidráulica.

A sua representação pode ser vista na figura 6.22.

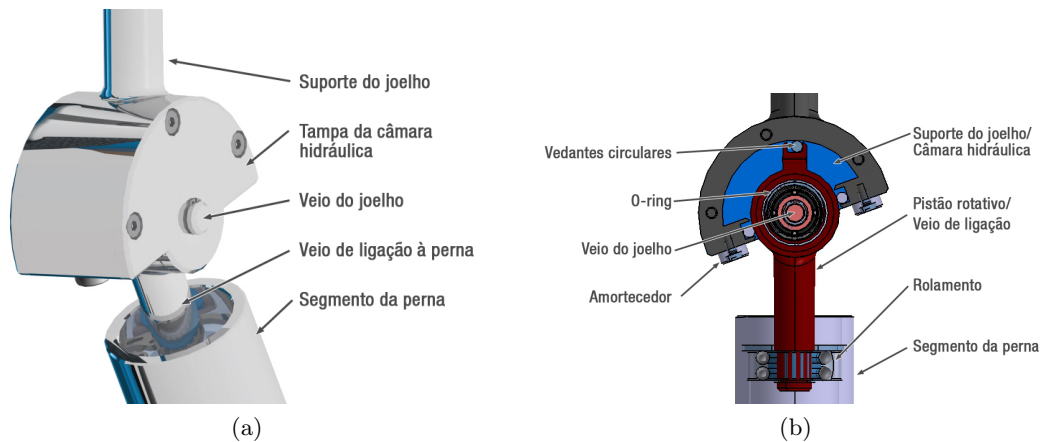


Figura 6.22: Representação da articulação do joelho. À direita, representação em corte, segundo o plano sagital, da articulação do joelho.

De modo a restringir este movimento, foram implementados dois amortecedores em material polimérico. Esta limitação é necessária para que não ocorra hiperextensão ou hiperflexão do joelho. Como é possível ver na figura 6.23, a limitação ocorre aproximadamente a 68° de flexão e 28° de extensão.

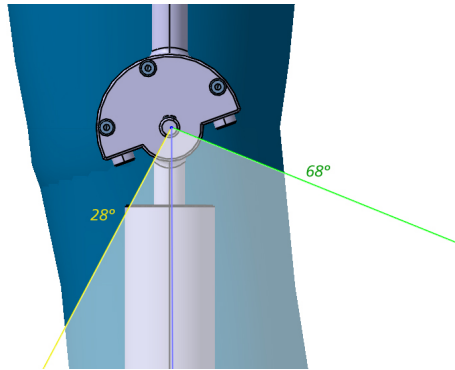


Figura 6.23: Limites de movimento na articulação do joelho onde esta ocorre a aproximadamente a 68° de flexão e 28° de extensão.

#### 6.4.4 Dimensionamento hidráulico

A estimativa do binário de amortecimento necessário na articulação, é calculada considerando que o elemento de perda de carga,  $\Delta p$ , é aproximável a um orifício, como é possível ver na figura 6.24.

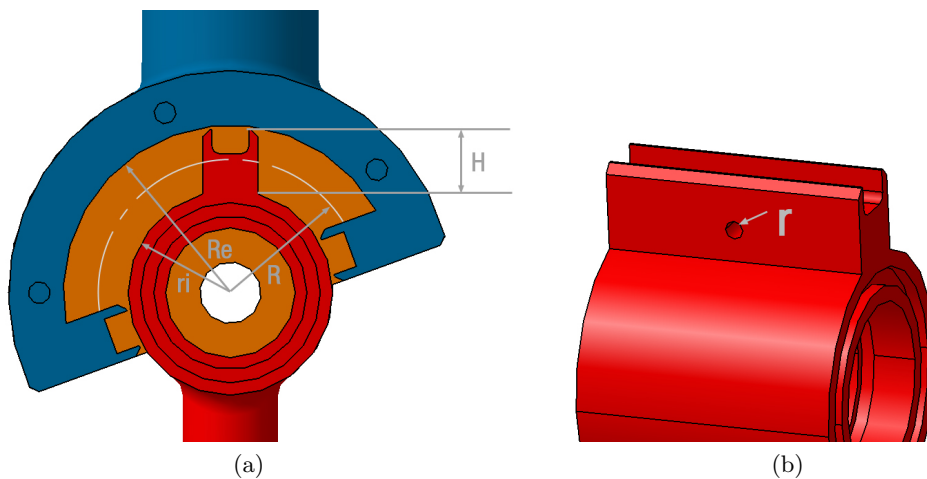


Figura 6.24: Representação esquemática para o dimensionamento hidráulico.

Seja:

$R_e$  = raio exterior da câmara hidráulica

$R_i$  = raio interior da câmara hidráulica

$R$  = raio médio da válvula rotativa

$H$  = altura da lâmina móvel

$B$  = largura da lâmina móvel

$r$  = raio do orifício

$A_0$  = área do orifício

Então,

$$\begin{aligned}R_e &= 24,5mm \\R_i &= 15mm \\R &= \frac{15 + 24,5}{2} \\&= 19,75mm \\H &= 9,4mm \\B &= 29mm \\r &= 1mm\end{aligned}$$

A área  $A_0$  é dada por,

$$\begin{aligned}A_0 &= \pi \times r^2 \\&= 3,14mm^2 \\&= 0,0314cm^2\end{aligned}$$

Assim, podemos calcular o caudal ' $Q$ ', considerando  $\omega$  como sendo a velocidade angular máxima sentida pela articulação do joelho, onde:  $\omega \simeq 5rad/s$ .

$$\begin{aligned}Q &= A_0 \times v_{méd} \\&= 3,14 \times R \times \omega \\&= 3,14 \times 19,75 \times 5 \\&\cong 310,075mm^3/s \\&\cong 3,10 \times 10^{-7}m^3/s \\&\cong 3,10 \times 10^{-7} \times 1000 \times 60 \\&\cong 0,0186l/min\end{aligned}$$

O caudal para uma perda de carga por um orifício, é dado por:

$$Q = C_d \times A_0 \times \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho}}$$

, onde  $C_d \in [0,6 ; 0,8]$  e  $\rho$  a densidade do óleo hidráulico. Neste caso, iremos considerar como  $C_d = 0,7$ .

$$\begin{aligned}
0,0186 &= 0,7 \times 0,0314 \times \sqrt{\frac{2\Delta p}{0,90}} \\
2\Delta p &= \left( \frac{0,0186}{0,7 \times 0,0314} \right)^2 \times 0,9 \\
\Delta p &\cong 0,322 \text{ bar} \\
\Delta p &\cong 3,22 \times 10^{-2} \text{ MPa}
\end{aligned}$$

O binário de amortecimento pode ser aproximado a:

$$\begin{aligned}
M_t(\omega) &= \Delta p \times R \times A_0 \\
&= 3,22 \times 10^{-2} \times 1,975 \times 0,0314 \\
&\cong 2,00 \times 10^{-3} \text{ N.cm}
\end{aligned}$$

Este valor representa o binário em  $\omega = 5 \text{ rad/s}$ . O binário pode então ser descrito como:

$$\begin{aligned}
C_{\text{rotativo}} &= \frac{2,00 \times 10^{-3}}{5} \\
&\cong 4,00 \times 10^{-4} \text{ N.cm/rad.s}^{-1}, \text{ para óleo hidráulico}
\end{aligned}$$

#### 6.4.5 Movimento de eversão/inversão

O movimento de eversão e inversão é feito junto da articulação do joelho. Este movimento é feito pela rotação usando um rolamento INA 1201-TVH, auto-alinhável [INA, 2010]. Graças à sua composição, é possível compensar os desalinhamentos provocados durante o movimento. É também tido em conta o tipo de carga que é predominantemente axial.

### 6.5 Articulação do tornozelo

Esta articulação apresenta um comportamento semelhante à articulação da anca, em termos de trabalho mecânico. Isto é, o trabalho desenvolvido durante o ciclo de caminhada é alternado entre positivo e negativo. Tal como na articulação da anca, este é predominantemente positivo. Do mesmo modo, é utilizada uma mola unidireccional de modo a ajudar o movimento. Isto é feito pela acumulação de trabalho negativo e posterior libertação na fase de trabalho positivo. Através da compressão da mola durante o movimento de dorsiflexão, a energia resultante é libertada durante o movimento de plantarflexão, no ciclo de marcha.



### 6.5.1 Movimento de dorsiflexão/plantarflexão

Na articulação do tornozelo, representada na figura 6.25, foi considerado o movimento de dorsiflexão/plantarflexão. Este é feito recorrendo à rotação do veio do tornozelo, em aço, sobre um casquilho de bronze INA PAP1415-P11 [INA, 2010]. Este veio está colocado de modo a ser coincidente com o eixo de rotação do tornozelo humano mas, também de modo a ser posicionado no extremo do apoio do pé. Deste modo é maximizado o 'efeito-mola' proporcionado pelo *design* deste suporte, como visto no subcapítulo 6.2.

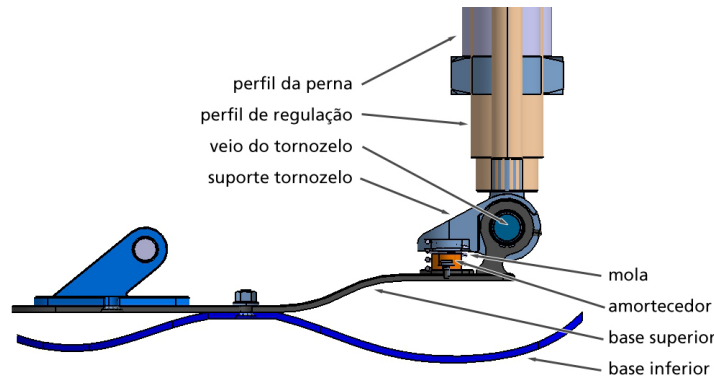


Figura 6.25: Representação em corte segundo o plano sagital da articulação do tornozelo.

Neste movimento, é utilizado um amortecedor em material polimérico, alinhado com a mola, assim como um pino na superfície da base superior. De modo a ser possível limitar o movimento do tornozelo. Como é possível observar na figura 6.26, os movimentos são restrictos a 7° e a 30°, aproximadamente, para os movimentos de dorsiflexão e plantarflexão, respectivamente.

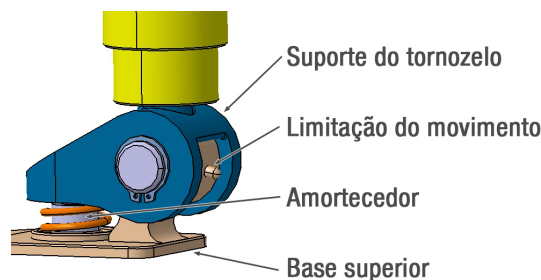


Figura 6.26: Limites de movimento na articulação do tornozelo onde este ocorre a aproximadamente a 7° e a 30° de dorsiflexão e plantarflexão, respectivamente.

### 6.5.2 Actuação mecânica

Conforme visto no capítulo 3, durante o ciclo de marcha, a articulação do tornozelo possui períodos onde é desenvolvido trabalho positivo alternado com trabalho negativo. Neste caso, é expectável que o uso de uma mola que capture o trabalho negativo, em energia potencial elástica e o liberte nos períodos de trabalho positivo, seja benéfico para o movimento.

No caso da articulação do tornozelo, esta realiza trabalho negativo na fase média, como descrito no capítulo 3. Ao observar a figura 3.11 desse mesmo capítulo, podemos ver que a esta fase corresponde o tempo relativo entre 50% a 60%. Isto significa que, em termos de ângulo na articulação, teremos percorrido um total  $\alpha$ . Onde,

$$\begin{aligned}\alpha &= 25^\circ \\ &= 0,1389rad\end{aligned}$$

Para este intervalo de tempo relativo e, observando o gráfico 3.12, temos que:

$$M_{médio} = 65N.m \quad (6.6)$$

É possível agora calcular o trabalho negativo desenvolvido, como:

$$\begin{aligned}W_{negativo} &= M_{médio} \times \alpha \\ &= 65 \times 0,1389 \\ &= 9,03J\end{aligned}$$

Esta energia em forma de trabalho é a que queremos que seja acumulada pela mola. Então, consideramos que:

$$\begin{aligned}W_{negativo} &= E_{acumulada,mola} \\ \Rightarrow E_{acumulada,mola} &= F_{mola} \times d_{mola}\end{aligned}$$

$$\text{Como } F_{mola} = k \times d_{mola},$$

$$E_{acumulada,mola} = F_{mola} \times d_{mola}^2$$

Se consideramos a distância disponível,  $d$ ,

$$\begin{aligned}d &= 20 - 8 \\ &= 12mm \\ &= 0,012m\end{aligned}$$

Temos que:

$$\begin{aligned}9,03 &= k \times 0,012^2 \\ \Rightarrow k &= 62,708 \times 10^3 N/m\end{aligned}$$

## 6.6 Interface com o utilizador

A *interface* com o utilizador no exosqueleto é feita em três zonas: tronco, coxa e pé.

No tronco, é utilizado um arnês em fibra de carbono que, pela sua flexibilidade, permite uma melhor adaptabilidade ao utilizador. Isto, em conjugação com uma faixa de velcro, através de duas ranhuras presentes no arnês, como é possível ver na figura 6.27a .

Na coxa, é utilizado um mecanismo que, ligado ao veio interior, permite a fixação da coxa do utilizador. Este sistema permite também a personalização da posição do suporte da coxa. Através de uma porca M5, é feita a fixação do pino ao suporte em material polimérico. Neste suporte, é colocada uma faixa de velcro por intermédio de duas ranhuras. Este mecanismo pode ser visto na figura 6.27b.

No pé, é utilizado um apoio de fixação usado em sapatos de ciclismo próprios para o efeito. Assim, é possível utilizar qualquer tipo de sapato de ciclismo ou outro, adaptado para este tipo de apoios. Pelo seu tipo de rosca *standard* é possível utilizar diversos tipos de encaixes, sendo possível personalizar-lo, melhorando o conforto durante a utilização. Um exemplo deste tipo de encaixes, são os pedais DURA-ACE SPD-SL PD-7810 da Shimano® , disponíveis em catalogo [Shimano, 2010] e representados na figura 6.27c.

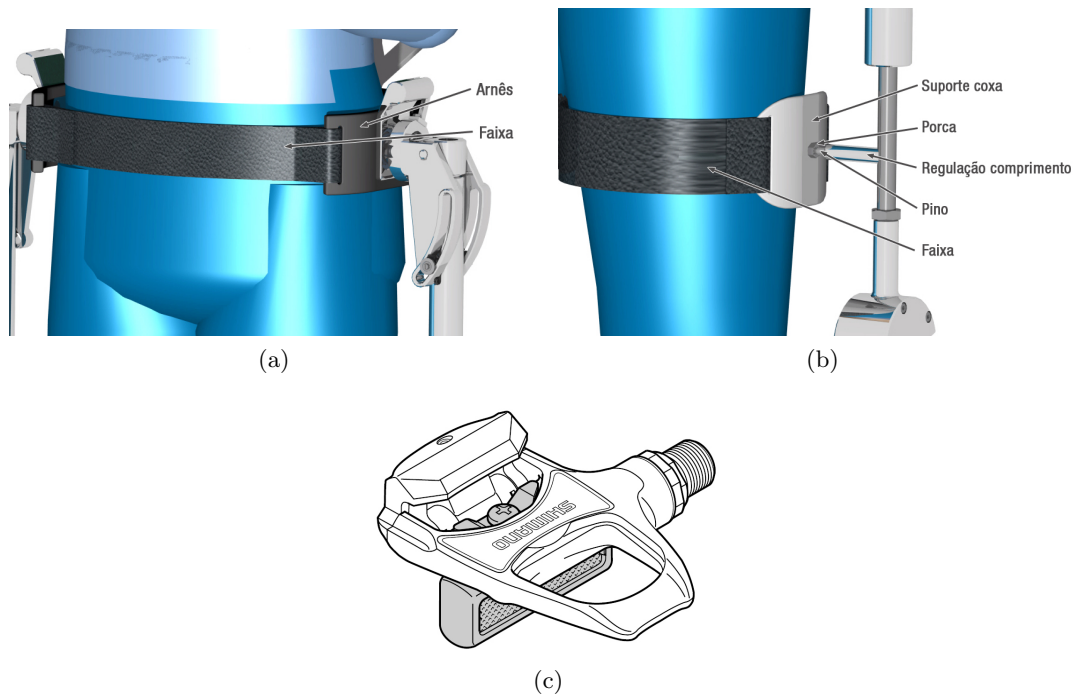


Figura 6.27: Sistemas de *interface* do exosqueleto. Em 'a)', sistema de *interface* com o tronco. Em 'b)', sistema de *interface* com a coxa. Em 'c)', sistema de *interface* com o pé.



## Capítulo 7

# Simulação Estrutural

### 7.1 Introdução

De modo a verificar o dimensionamento efectuado na fase de ante-projecto, foram realizadas duas simulações numéricas utilizando o método dos elementos finitos. Estas simulações, descritas nos subcapítulos 7.3.1 e 7.3.2, tentam reproduzir duas condições de utilização do exosqueleto distintas: estar de pé e enquanto agachado. Estas duas simulações são feitas por forma a averiguar a distribuição de tensões pelos diversos componentes que compõem o exosqueleto. Particularmente, na simulação enquanto agachado, pretende-se verificar o comportamento do exosqueleto, numa situação onde as articulações se encontram nas posições extremas de amplitude.

No subcapítulo 7.4 é realizada a análise dos resultados obtidos, sendo também incluída a tabela 7.4. Nesta tabela, é realizado o sumário dos resultados obtidos para as tensões equivalentes de Von Mises, nos diversos componentes.

### 7.2 Materiais e métodos

As simulações são efectuadas considerando que o exosqueleto se encontra em equilíbrio estático. É também considerado que a mochila possui uma massa de 45 kg, como descrito no capítulo 6.1.

De modo a simplificar a simulação, foram consideradas apenas as peças que intervêm na transferência de carga. As ligações entre cada uma foram criadas como *General Analysis Connection* e dada a propriedade *Fastened Connection*, de modo a simplificar a análise.

Os componentes escolhidos para a análise da estrutura são:

- apoio da mochila
- arnês
- placa interior
- placa exterior
- veio da anca
- suporte da anca

- perfil excêntrico
- veio superior
- topo da coxa
- veio inferior
- segmento da coxa
- veio interior da coxa
- suporte do joelho
- tampas da câmara hidráulica
- veio do joelho
- veio de ligação ao segmento da perna/ pistão rotativo
- segmento da perna
- tubo cilíndrico que permite a regulação no tornozelo
- suporte do tornozelo
- veio do tornozelo
- base superior do pé
- base inferior do pé

As malhas de elementos finitos para a posição de pé e agachado, encontram-se na figura 7.1. O tipo de elemento utilizado em todos os componentes foi um elemento tetraédrico de quatro nós e seis graus de liberdade. O seu tamanho médio é de 3mm, exceptuando o segmento da perna onde é de 7mm.

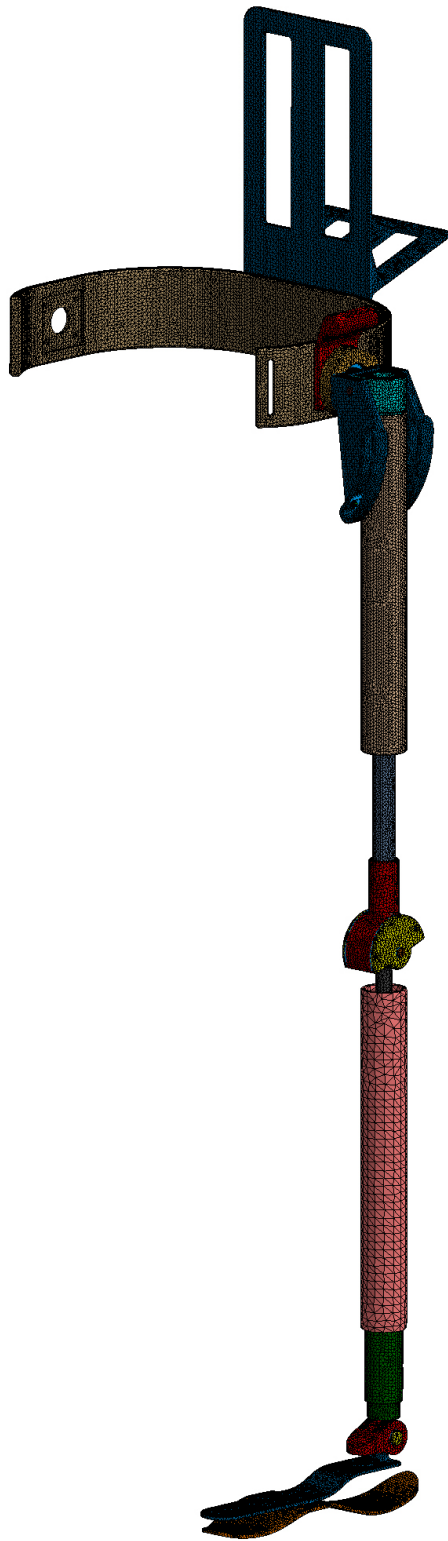


Figura 7.1: Representação da malha de elementos finitos para o modelo global.

Na tabela 7.1, encontram-se disponíveis os materiais escolhidos e as suas propriedades e o número de elementos e nós, para cada componente.

Tabela 7.1: Compilação de materiais e métodos para ambas . **Legenda:**  $\sigma_y$  - Tensão limite elástica, em MPa.  $\nu$  - Coeficiente de *Poisson*.  $E$  - Módulo de *Young*, em GPa.

Componente	Material	$\sigma_y$	$\nu$	$E$	Número de elementos	Número de nós
apoio da mochila	fibra de vidro	157	0,2	25	62316	16995
arnês	fibra de carbono	163	0,1	70	103840	25059
placa interior	alumínio	95	0,346	70	3032	1008
placa exterior	alumínio	95	0,346	70	10099	2791
veio da anca	aço	250	0,266	200	4659	1311
suporte da anca	alumínio	95	0,346	70	10488	2625
perfil excêntrico	alumínio	95	0,346	70	24291	6536
veio superior	aço	250	0,266	200	1237	362
topo da coxa	alumínio	95	0,346	70	14509	3519
veio inferior	aço	250	0,266	200	2335	676
segmento da coxa	alumínio	95	0,346	70	51109	13440
veio interior da coxa	aço	250	0,266	200	26913	6680
suporte do joelho	alumínio	95	0,346	70	14904	3766
tampas da câmara hidráulica	alumínio	95	0,346	70	6060	1914
veio do joelho	aço	250	0,266	200	1314	385
pistão rotativo	alumínio	95	0,346	70	8605	2299
segmento da perna	alumínio	95	0,346	70	4987	1627
tubo de regulação	alumínio	95	0,346	70	20984	4719
suporte do tornozelo	alumínio	95	0,346	70	17366	4112
veio do tornozelo	aço	250	0,266	200	2059	585
base superior do pé	fibra de carbono	163	0,1	70	12716	3941
base inferior do pé	fibra de carbono	163	0,1	70	14788	4586

As condições de fronteira foram consideradas de acordo com a figura 7.2. Nessa mesma figura, é possível observar a orientação da aplicação do peso na mochila. Este é aplicado no componente apoio da mochila.



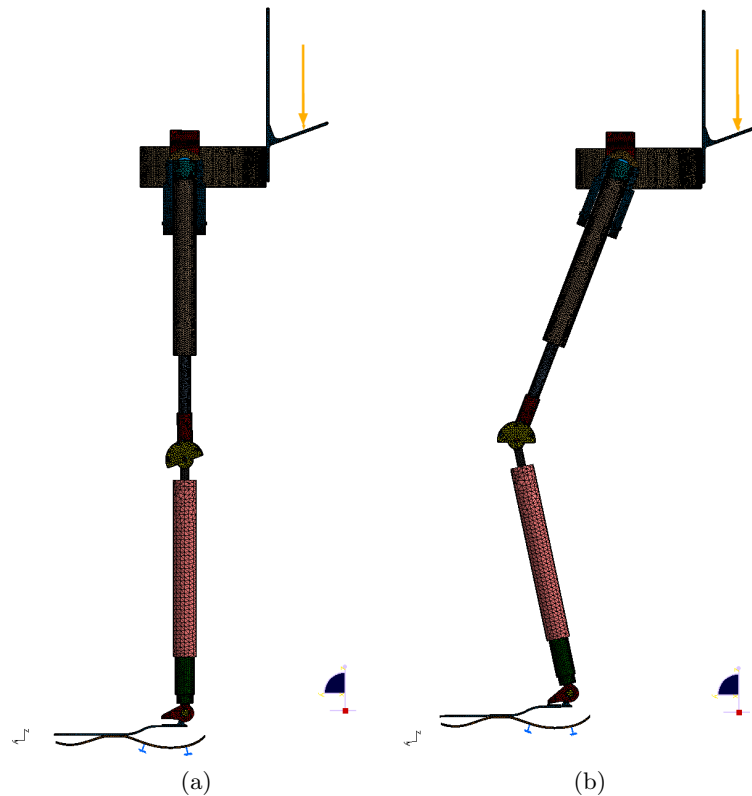


Figura 7.2: Representação das condições de fronteira e da aplicação do peso da mochila para a posição de pé e agachado.

## 7.3 Resultados

Analisou-se, para cada componente, a tensão máxima de Von Mises e, procedeu-se à sua comparação com a tensão do limite elástico para os materiais correspondentes. A compilação dessa análise é feita nas tabelas 7.2 e 7.3, para a posição de pé e agachado respectivamente.

### 7.3.1 Resultados para a posição de pé

#### Apoio da mochila

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 36MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.3. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para a fibra de vidro é de 157MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

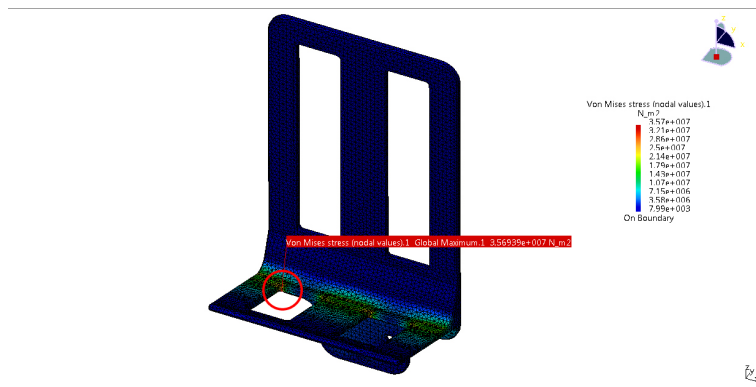


Figura 7.3: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Apoio da mochila.

## Arnês

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 65MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.4. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para a fibra de carbono é de 163MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

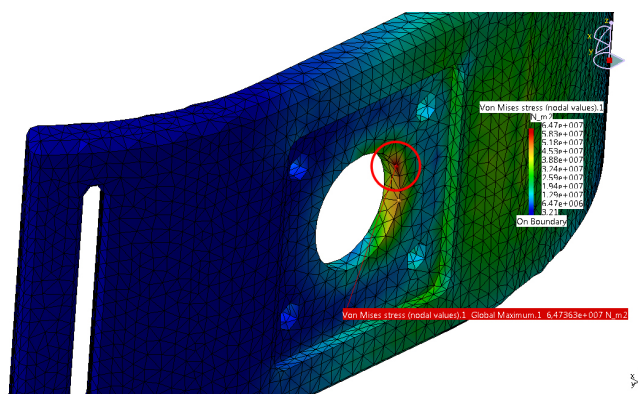


Figura 7.4: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Arnês.

## Placa interior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 40MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.5. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

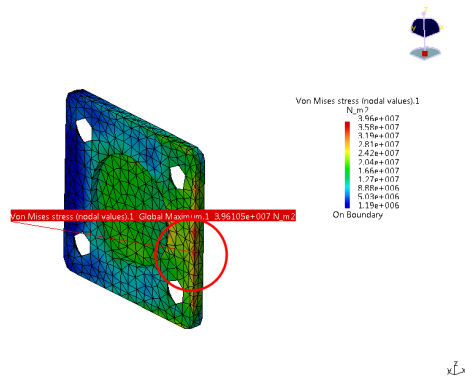


Figura 7.5: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Placa interior.

### Placa exterior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 106MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.6. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

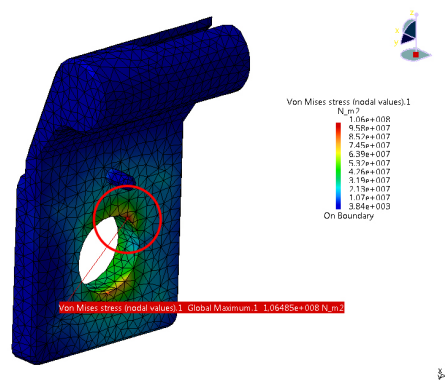


Figura 7.6: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Placa exterior.

### Veio da anca

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 218MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.7. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

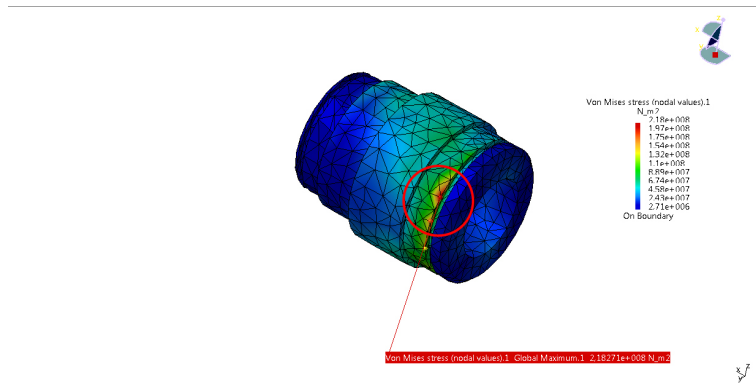


Figura 7.7: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio da anca.

### Suporte da anca

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 62MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.8. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

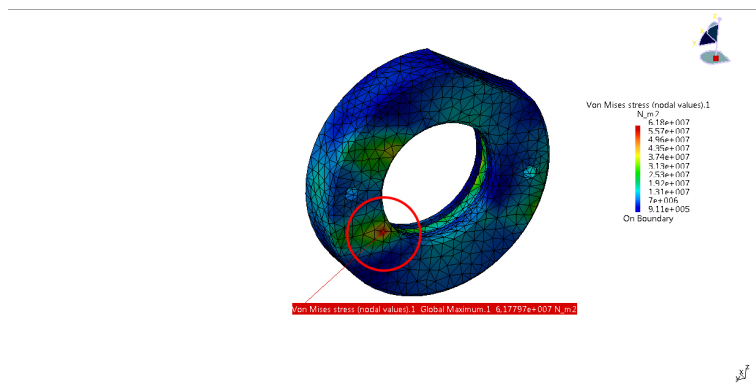


Figura 7.8: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte da anca.

### Perfil excêntrico

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 71MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.9. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

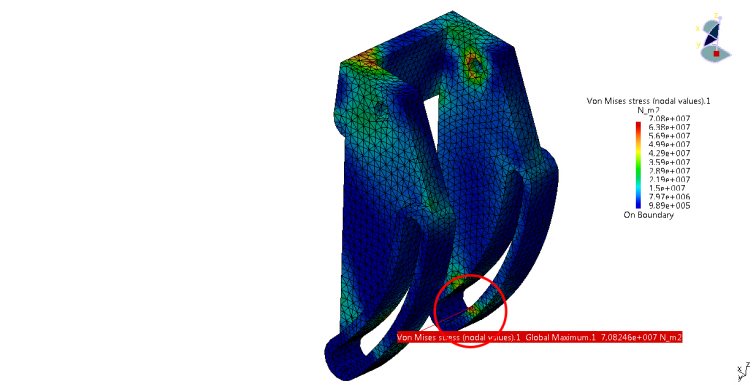


Figura 7.9: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Perfil excêntrico.

### Veio superior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 207MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.10. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

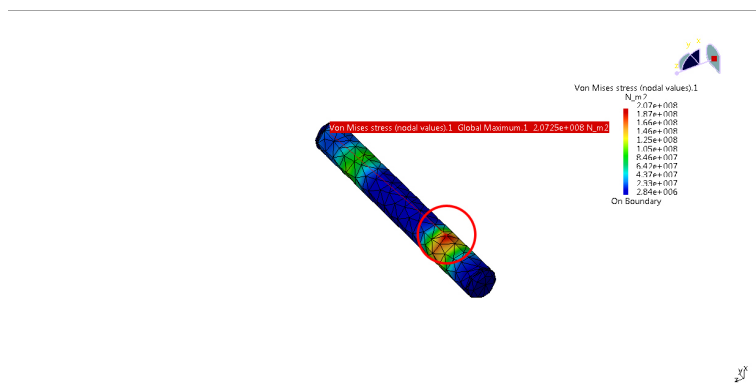


Figura 7.10: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio superior.

### Topo da coxa

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 59MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.11. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

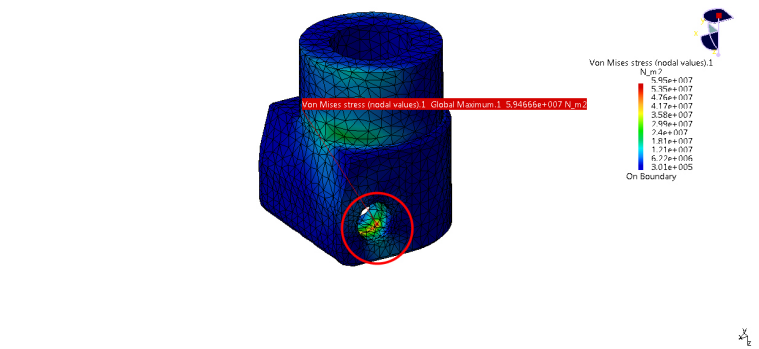


Figura 7.11: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Topo da coxa.

### Veio inferior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 236MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.12. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

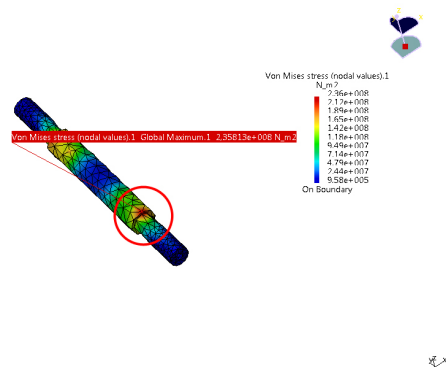


Figura 7.12: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio inferior.

### Segmento da coxa

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 338MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.13. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

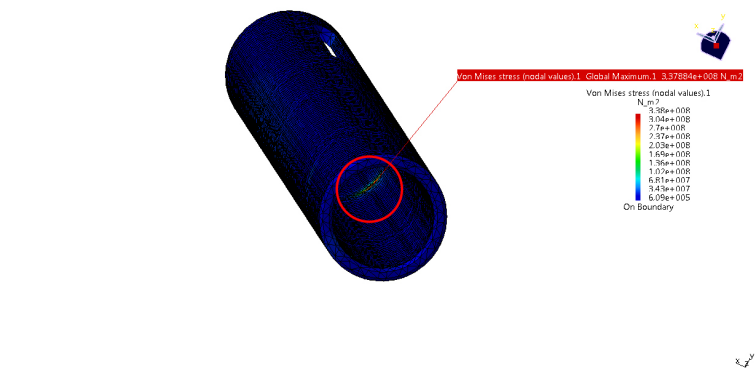


Figura 7.13: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Segmento da coxa.

### Veio da coxa

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 372MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.14. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.



Figura 7.14: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio da coxa.

### Suporte do joelho

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 94MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.15. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

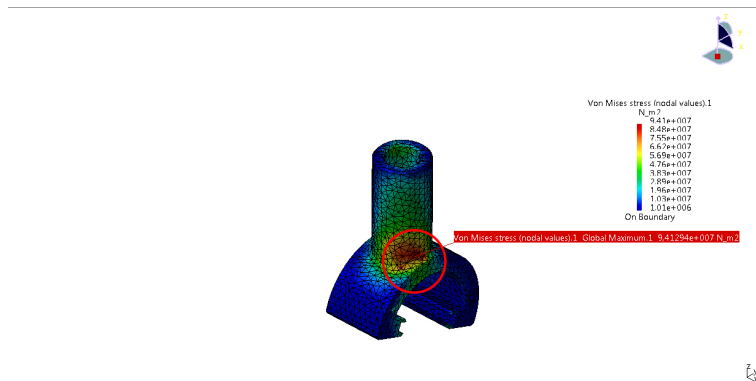


Figura 7.15: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte do joelho.

### Tampas da câmara hidráulica

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 215MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.16. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

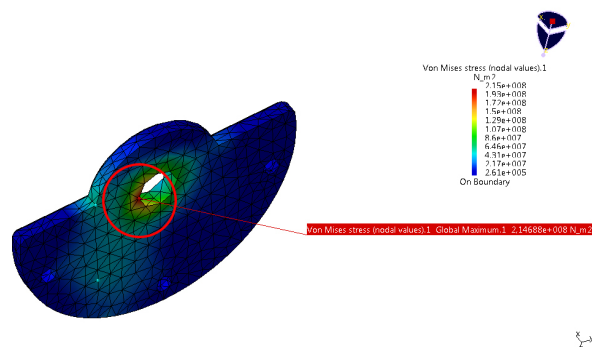


Figura 7.16: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Tampas da câmara hidráulica.

### Veio do joelho

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 247MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.17. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.



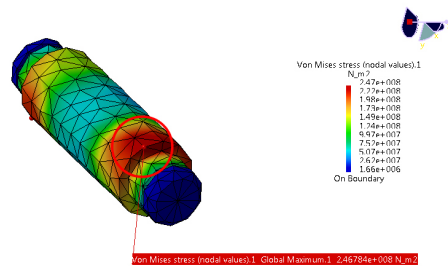


Figura 7.17: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio do joelho.

### Veio de ligação ao segmento da perna/ pistão rotativo

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 428MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.18. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

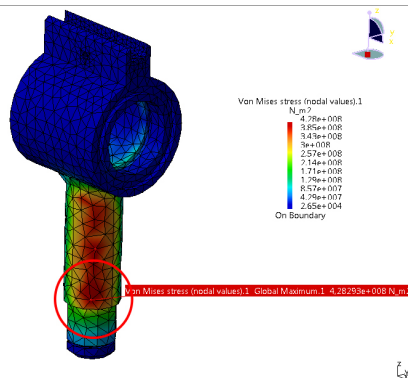


Figura 7.18: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio de ligação ao segmento da perna/ pistão rotativo.

### Segmento da perna

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 147MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.19. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

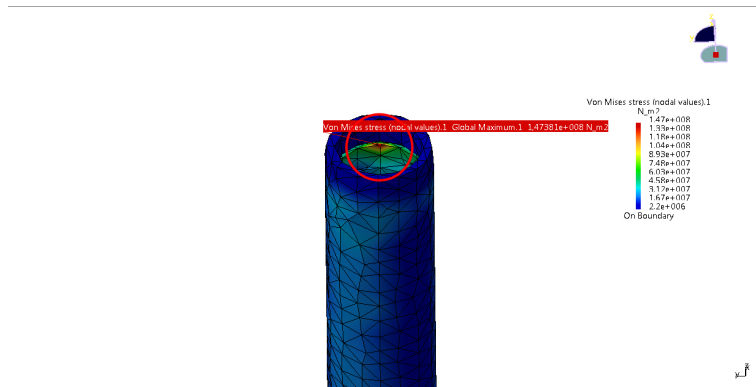


Figura 7.19: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Segmento da perna.

### Tubo cilíndrico que permite a regulação no tornozelo

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 239MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.20. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

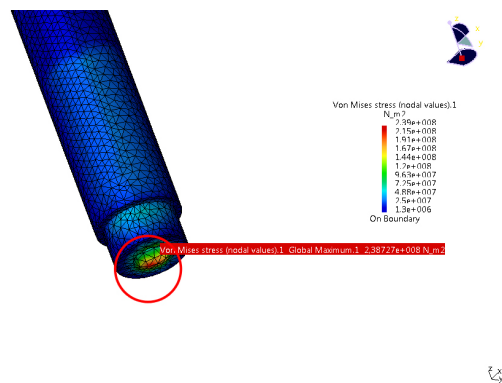


Figura 7.20: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Tubo cilíndrico que permite a regulação no tornozelo.

### Suporte do tornozelo

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 798MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.21. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

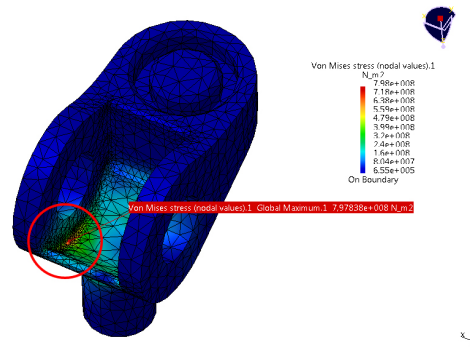


Figura 7.21: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte do tornozelo.

### Veio do tornozelo

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 476MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.22. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

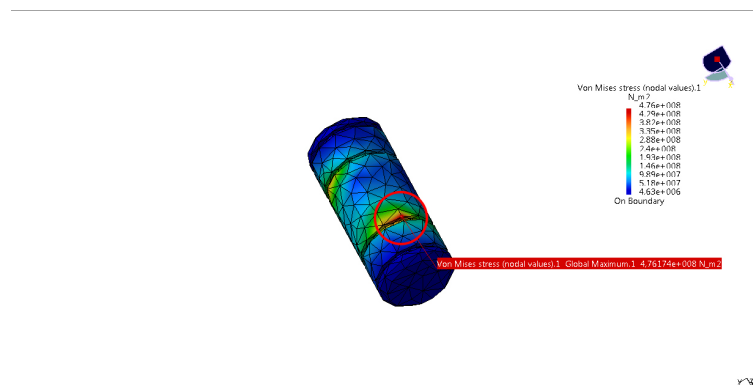


Figura 7.22: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio do tornozelo.

### Base superior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 1832MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.23. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para a fibra de carbono é de 163MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

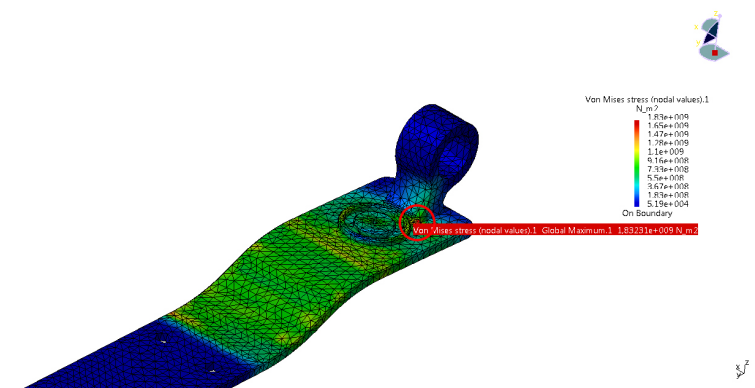


Figura 7.23: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Base superior.

### Base inferior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 735MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.24. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para a fibra de carbono é de 163MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

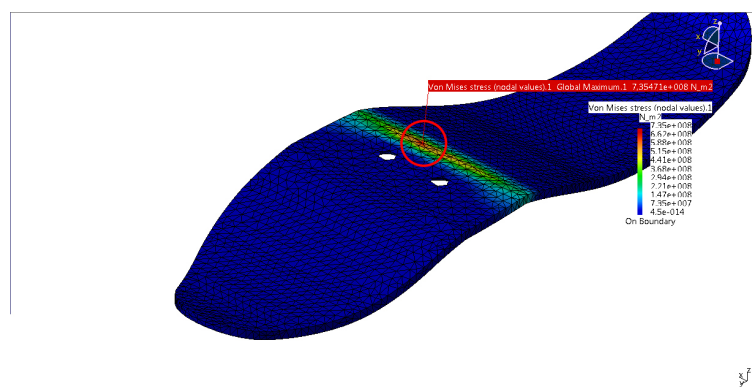


Figura 7.24: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Base inferior.

Na tabela 7.2, são compilados os resultados obtidos para esta posição. Nela são assinalados com '\*' os valores de tensão máxima que se encontram acima do limite elástico, para cada componente.

Tabela 7.2: Compilação dos resultados de tensões de Von Mises, para cada componente. Todos os valores apresentados encontram-se em MPa. Os valores assinalados com '\*' encontram-se acima do limite elástico para o material considerado.

Componente	Tensão limite elástica	Tensão máxima
Apoio da mochila	157	36
Arnês	163	65
Placa interior	95	40
Placa exterior	95	106 *
Veio da anca	250	218
Suporte da anca	95	62
Perfil excêntrico	95	71
Veio superior	250	207
Topo da coxa	95	59
Veio inferior	250	236
Segmento da coxa	95	338 *
Veio da coxa	250	372 *
Suporte do joelho	95	94
Tampas da câmara hidráulica	95	215 *
Veio do joelho	250	247
Pistão rotativo	95	428 *
Segmento da perna	95	147 *
Tubo de regulação	95	239 *
Suporte do tornozelo	95	798 *
Veio do tornozelo	250	476 *
Base superior	163	1832 *
Base inferior	163	735 *

### 7.3.2 Resultados para a posição agachado

#### Apoio da mochila

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 36MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.25. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para a fibra de vidro é de 157MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

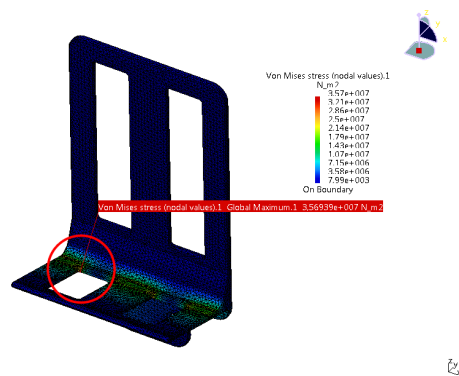


Figura 7.25: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Apoio da mochila.

## Arnês

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 66MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.26. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para a fibra de carbono é de 163MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

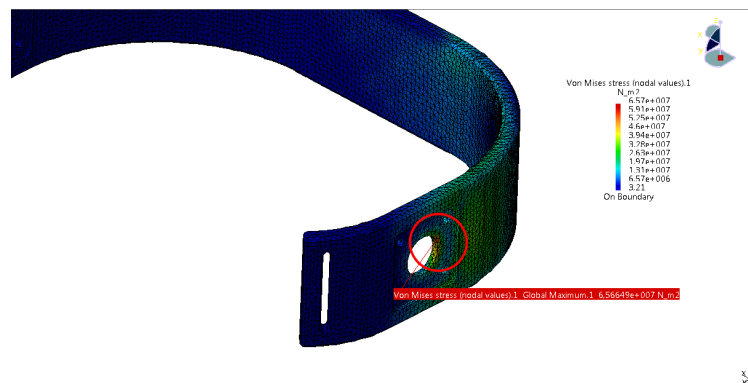


Figura 7.26: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Arnês.

## Placa interior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 40MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.27. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

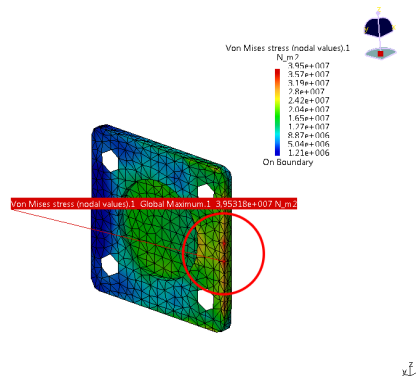


Figura 7.27: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Placa interior.

## Placa exterior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 104MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.28. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

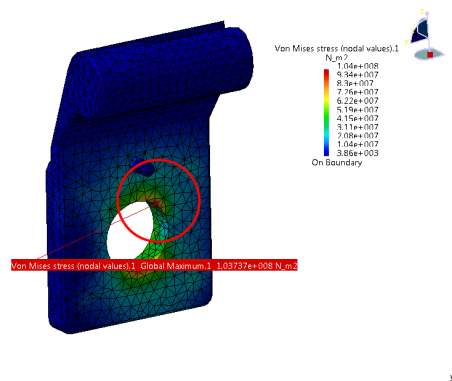


Figura 7.28: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Placa exterior.

### Veio da anca

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 195MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.29. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

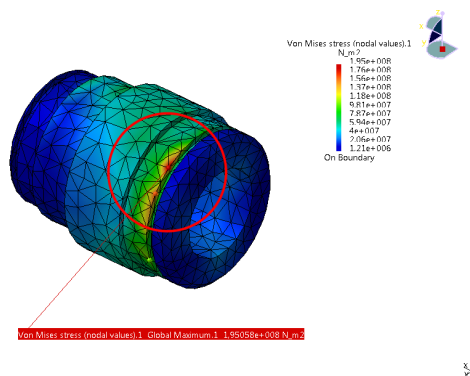


Figura 7.29: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio da anca.

### Suporte da anca

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 55MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.30. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é inferior.

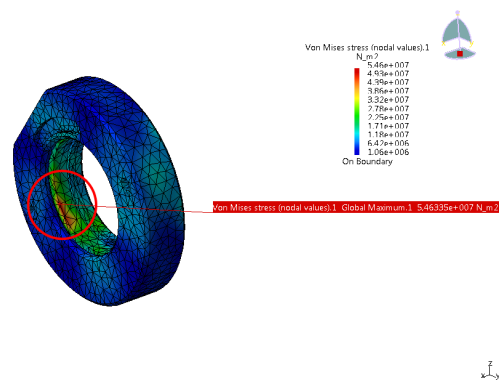


Figura 7.30: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte da anca.

### Perfil excêntrico

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 141MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.31. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

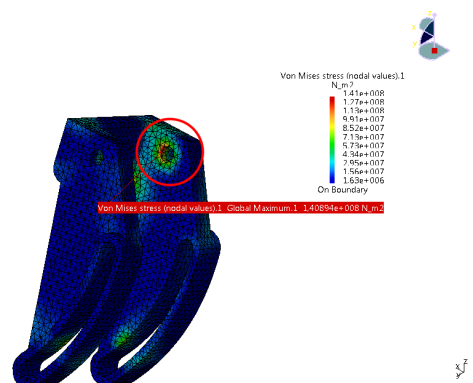


Figura 7.31: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Perfil excêntrico.

### Veio superior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 463MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.32. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.



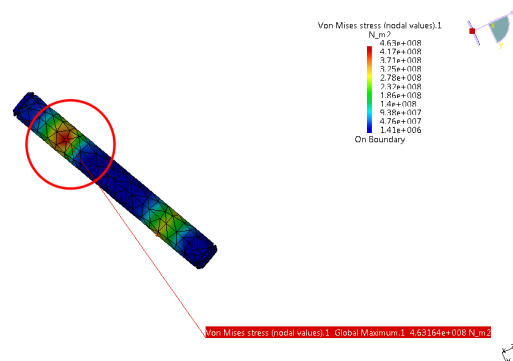


Figura 7.32: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio superior.

### Topo da coxa

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 143MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.33. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

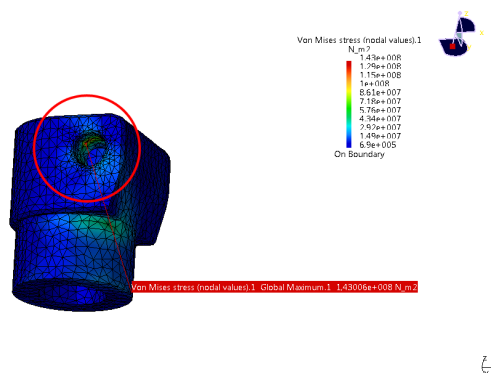


Figura 7.33: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Topo da coxa.

### Veio inferior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 391MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.34. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

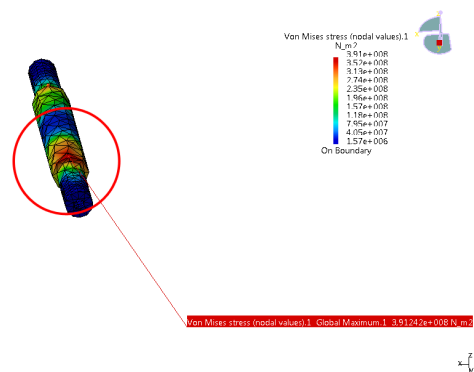


Figura 7.34: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio inferior.

### Segmento da coxa

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 212MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.35. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

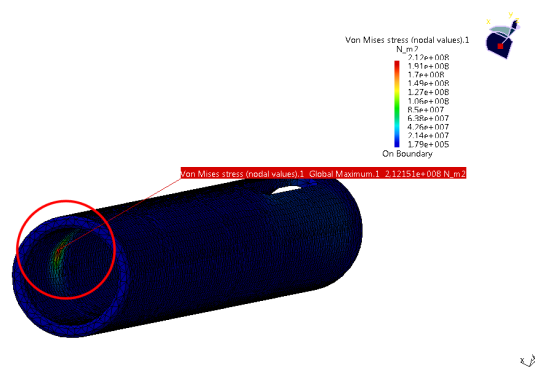


Figura 7.35: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Segmento da coxa.

### Veio da coxa

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 447MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.36. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

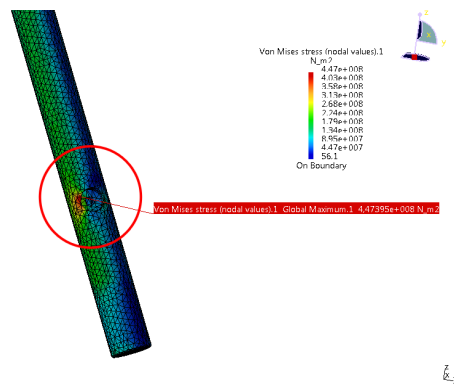


Figura 7.36: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio da coxa.

### Suporte do joelho

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 137MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.37. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

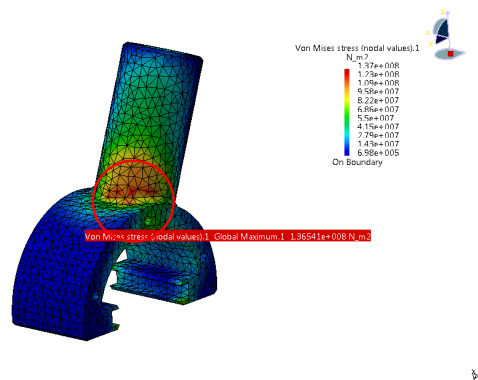


Figura 7.37: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte do joelho.

### Tampas da câmara hidráulica

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 349MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.38. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

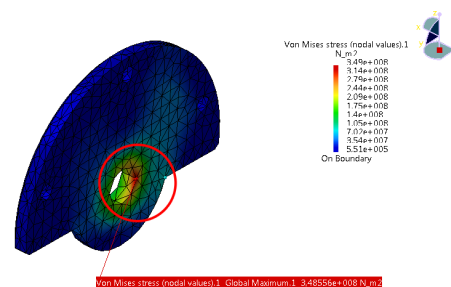


Figura 7.38: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Tampas da câmara hidráulica.

### Veio do joelho

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 417MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.39. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

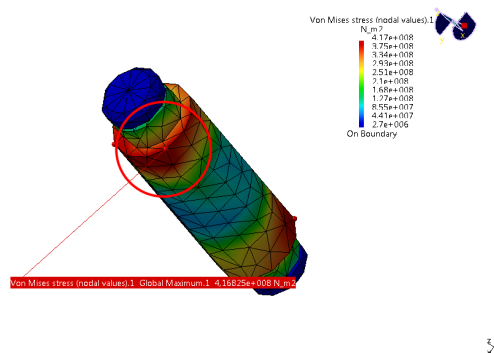


Figura 7.39: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio do joelho.

### Veio de ligação ao segmento da perna/ pistão rotativo

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 2421MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.40. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

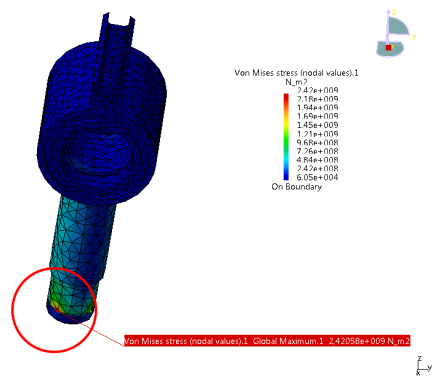


Figura 7.40: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio de ligação ao segmento da perna/ pistão rotativo.

### Segmento da perna

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 933MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.41. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

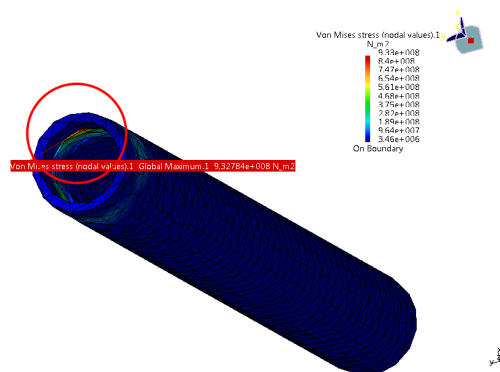


Figura 7.41: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Segmento da perna.

### Tubo cilíndrico que permite a regulação no tornozelo

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 276MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.42. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

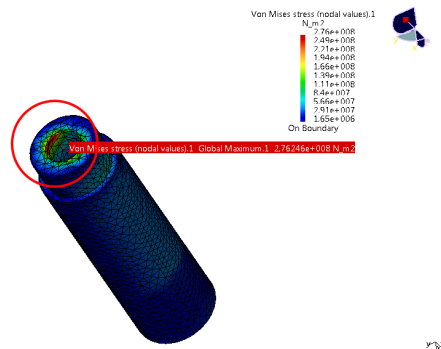


Figura 7.42: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Tubo cilíndrico que permite a regulação no tornozelo.

### Suporte do tornozelo

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 1016MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.43. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o alumínio é de 95MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

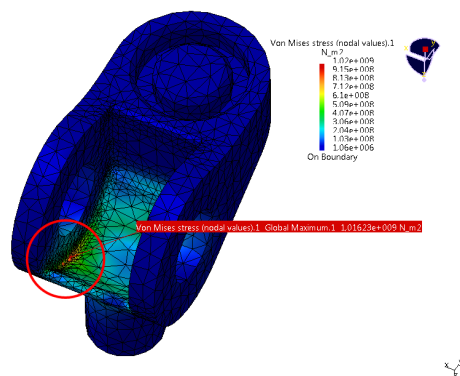


Figura 7.43: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Suporte do tornozelo.

### Veio do tornozelo

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 577MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.44. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para o aço é de 250MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

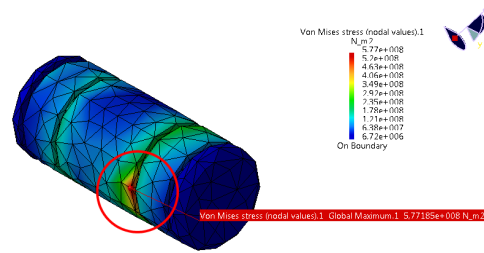


Figura 7.44: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Veio do tornozelo.

### Base superior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 2184MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.45. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para a fibra de carbono é de 163MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

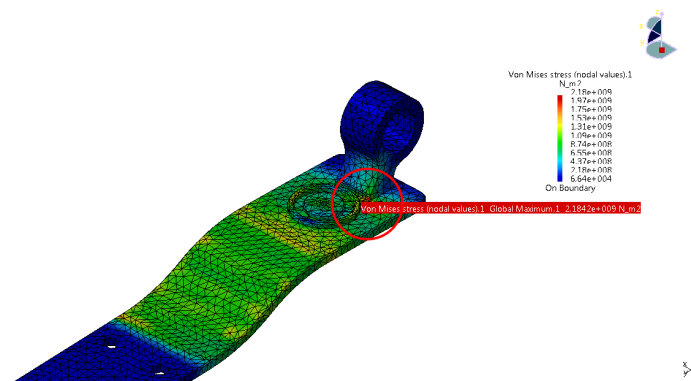


Figura 7.45: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Base superior.

### Base inferior

O valor máximo global da tensão equivalente de Von Mises neste componente é de 913MPa. Este encontra-se assinalado na figura 7.46. Como o valor de tensão limite de elasticidade considerado para a fibra de carbono é de 163MPa, significa que o valor máximo de tensão encontrado é superior.

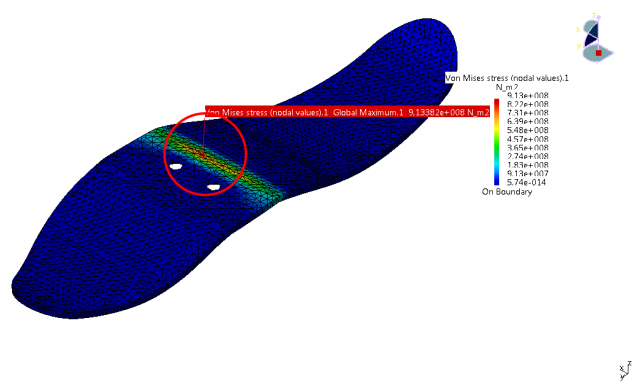


Figura 7.46: Distribuição de tensões equivalentes de Von Mises para o componente: Base inferior.

Na tabela 7.3, são compilados os resultados obtidos para esta posição. Nela são assinalados com '\*' os valores de tensão máxima que se encontram acima do limite elástico, para cada componente.

Tabela 7.3: Compilação dos resultados de tensões de Von Mises, para cada componente. Todos os valores apresentados encontram-se em MPa. Os valores assinalados com '\*' encontram-se acima do limite elástico para o material considerado.

Componente	Tensão limite elástica	Tensão máxima
Apoio da mochila	157	36
Arnês	163	66
Placa interior	95	40
Placa exterior	95	104 *
Veio da anca	250	195
Suporte da anca	95	55
Perfil excêntrico	95	141 *
Veio superior	250	463 *
Topo da coxa	95	143 *
Veio inferior	250	391 *
Segmento da coxa	95	212 *
Veio da coxa	250	447 *
Suporte do joelho	95	137 *
Tampas da câmara hidráulica	95	349 *
Veio do joelho	250	417 *
Pistão rotativo	95	2421 *
Segmento da perna	95	933 *
Tubo de regulação	95	276 *
Suporte do tornozelo	95	1016 *
Veio do tornozelo	250	577 *
Base superior	163	2184 *
Base inferior	163	913 *

## 7.4 Discussão

Na tabela 7.4 são sumariados os resultados obtidos nas anteriores simulações pelo método de elementos finitos. Os valores assinalados com '\*' encontram-se acima do limite elástico



para o material considerado. Para os componentes onde é superado o valor de tensão limite elástica, é apresentada a percentagem em que estes são superiores.

Tabela 7.4: Compilação dos resultados de tensões de Von Mises das simulações efectuadas para ambos os casos de estudo. Todos os valores apresentados encontram-se em MPa. Os valores assinalados com '\*' encontram-se acima do limite elástico para o material considerado.

Componente	Tensão limite elástica	Posição de pé	%	Posição agachado	%
Apoio da mochila	157	36		36	
Arnês	163	65		66	
Placa interior	95	40		40	
Placa exterior	95	106 *	11,6	104 *	9,5
Veio da anca	250	218		195	
Suporte da anca	95	62		55	
Perfil excêntrico	95	71		141 *	48,4
Veio superior	250	207		463 *	85,2
Topo da coxa	95	59		143 *	50,5
Veio inferior	250	236		391 *	56,4
Segmento da coxa	95	338 *	255,8	212 *	123,2
Veio da coxa	250	372 *	48,8	447 *	78,8
Suporte do joelho	95	94		137 *	44,2
Tampas da câmara hidráulica	95	215 *	126,3	349 *	267,4
Veio do joelho	250	247		417 *	66,8
Pistão rotativo	95	428 *	350,5	2421 *	2448,4
Segmento da perna	95	147 *	54,7	933 *	882,1
Tubo de regulação	95	239 *	151,6	276 *	190,5
Suporte do tornozelo	95	798 *	740,0	1016 *	969,5
Veio do tornozelo	250	476 *	90,4	577 *	130,8
Base superior	163	1832 *	1023,9	2184 *	1239,9
Base inferior	163	735 *	350,9	913 *	460,1

Na posição de pé, é possível observar na 7.4, que existe um total de onze componentes onde é ultrapassada a tensão limite elástica. Nestes, a base superior é a que apresenta a maior percentagem acima do valor de tensão limite elástica, com 1023,9%. Seguidamente a esse componente, apresentam-se, por ordem decrescente, o suporte do tornozelo (740,0%), base inferior (350,9%), pistão rotativo (350,5%), segmento da coxa (255,8%), tubo de regulação (151,6%) e tampas da câmara hidráulica (126,3%). Estes são os componentes que apresentam um maior desvio em relação à tensão limite elástica, sendo este desvio superior a 100%.

Nesta posição, destacam-se os três componentes, por ordem crescente, com menor tensão máxima: apoio da mochila, placa interior, topo da coxa. Estes encontram-se abaixo do limite elástico do material seleccionado.

Na posição agachado, é possível observar na 7.4, que existe um total de dezassete componentes onde é ultrapassada a tensão limite elástica. Nesta posição, o componente que apresenta a maior percentagem acima do valor de tensão limite elástica é o pistão rotativo, com 2448,5%. Seguidamente, apresentam-se, por ordem decrescente, a base superior (1239,9%), o suporte do tornozelo (969,5%), o segmento da perna (882,1%), a base inferior (460,1%), as tampas da câmara hidráulica (267,4%), o tubo de regulação (190,5%), o veio do tornozelo (130,8%) e o segmento da coxa (123,2%). Estes são os componentes onde é verificado um maior desvio em relação à tensão limite elástica, sendo este desvio superior a 100%.

Nesta posição, destacam-se os três componentes, por ordem crescente, com menor tensão máxima: apoio da mochila, placa interior, suporte da anca. Estes encontram-se abaixo do limite elástico do material seleccionado.

Pela análise da tabela 7.4, é possível observar que a posição agachado é a situação mais exigente para o exosqueleto. Isto porque grande parte dos componentes sofre um aumento da sua tensão máxima. É possível também observar que existe um aumento de componentes que ultrapassam a tensão limite elástica, nesta posição.

Pela observação das zonas onde se verifica o máximo global da tensão equivalente de Von Mises e pela magnitude desta, é provável que os elevados valores registados se possam dever ao refinamento da malha.

## Capítulo 8

# Conclusões e trabalhos futuros

O trabalho desenvolvido ao longa desta dissertação, permitiu concretizar o anteprojecto de um exosqueleto passivo para utilização no desenvolvimento de actividades fatigantes, com uso de mochila ou carga equivalente. Esta concretização foi de difícil execução, já que o tema é pouco divulgado. A informação técnica é escassa, apesar de alguma informação geral disponível.

Quando se pretende desenvolver uma estrutura mecânica, que acompanhe o corpo humano em termos de movimentos e, simultaneamente, permita a repartição de carga com a própria estrutura musculoesquelética do indivíduo, a tarefa torna-se bastante complicada. Isto, tendo em consideração, que a estrutura a desenvolver deve ser capaz de se adaptar a indivíduos de diferentes percentis. Muitas vezes, as soluções de projecto convencional, para a replicação/aproximação dos graus de liberdade das articulações do ser humano, são limitadas e, ainda mais, quando se pretende que, além dos movimentos, se alie a capacidade de transferência de carga através destas.

A complexidade desta tarefa engrandece quando juntamos a esta dificuldade técnica, inerente à construção humana, outros factores. Entre os quais incluem-se os requisitos do utilizador, como por exemplo a facilidade de utilização, ergonomia e baixo peso, entre os mais importantes. Estes são indispensáveis para a sua utilização e promoção.

As soluções de projecto encontradas nesta tese estão muito longe de serem perfeitas. Podem, contudo, ser uma primeira iteração de futuras evoluções e contribuir para uma base de informação, que permita encurtar o caminho para futuros desenvolvimentos. Este trabalho permitiu desenvolver soluções de projecto mecânico que tentam compatibilizar os movimentos das articulações do membro inferior, simultaneamente com a capacidade de acumulação do trabalho negativo, desenvolvido pelo membro inferior no ciclo de marcha. Estes sistemas de acumulação de energia mecânica, basearam-se essencialmente na utilização de molas elásticas, inseridas nos componentes da articulação da anca e tornozelo. Estas, comprimem na fase de abrandamento do membro e, distendem na fase de desenvolvimento do trabalho positivo para a progressão do indivíduo

No caso da articulação do joelho, a preocupação não foi o aproveitamento do trabalho negativo desenvolvido pela articulação, mas sim, a capacidade desta funcionar como um regulador da velocidade relativa entre os segmentos da perna e coxa. Evita-se desta maneira, que as acelerações nesta articulação, associadas a inércia dos segmentos do exosqueleto, desenvolvam momentos adicionais elevados. Estes, teriam de ser obrigatoriamente suportados pelos músculos do membro inferior do indivíduo Assim, o mecanismo hidráulico desenvolvido

e seu dimensionamento, podem assegurar variações de velocidade mais suaves nesta articulação. Nas articulações, todos os elementos que controlam as forças das molas, assim como, a capacidade de amortecimento no joelho, foram pensados de forma a serem perfeitamente reguláveis numa fase de ensaios experimentais. Assim é possível obter uma resposta dinâmica do exosqueleto, estando de acordo com o indivíduo em causa, o peso da mochila e actividade desenvolvida.

A preocupação desde o início do trabalho, em desenvolver uma estrutura mecânica de baixo peso e ergonomicamente aceitável, conduziu à miniaturização dos diferentes componentes e à opção de utilização de materiais de baixa densidade. A esta preocupação, juntou-se a facilidade de fabrico e aquisição dos diferentes componentes, para que o exosqueleto possa ser materializado com relativa facilidade e com um baixo custo. Foi tido em conta a opção por soluções técnicas de fácil industrialização, caso esta venha a ocorrer.

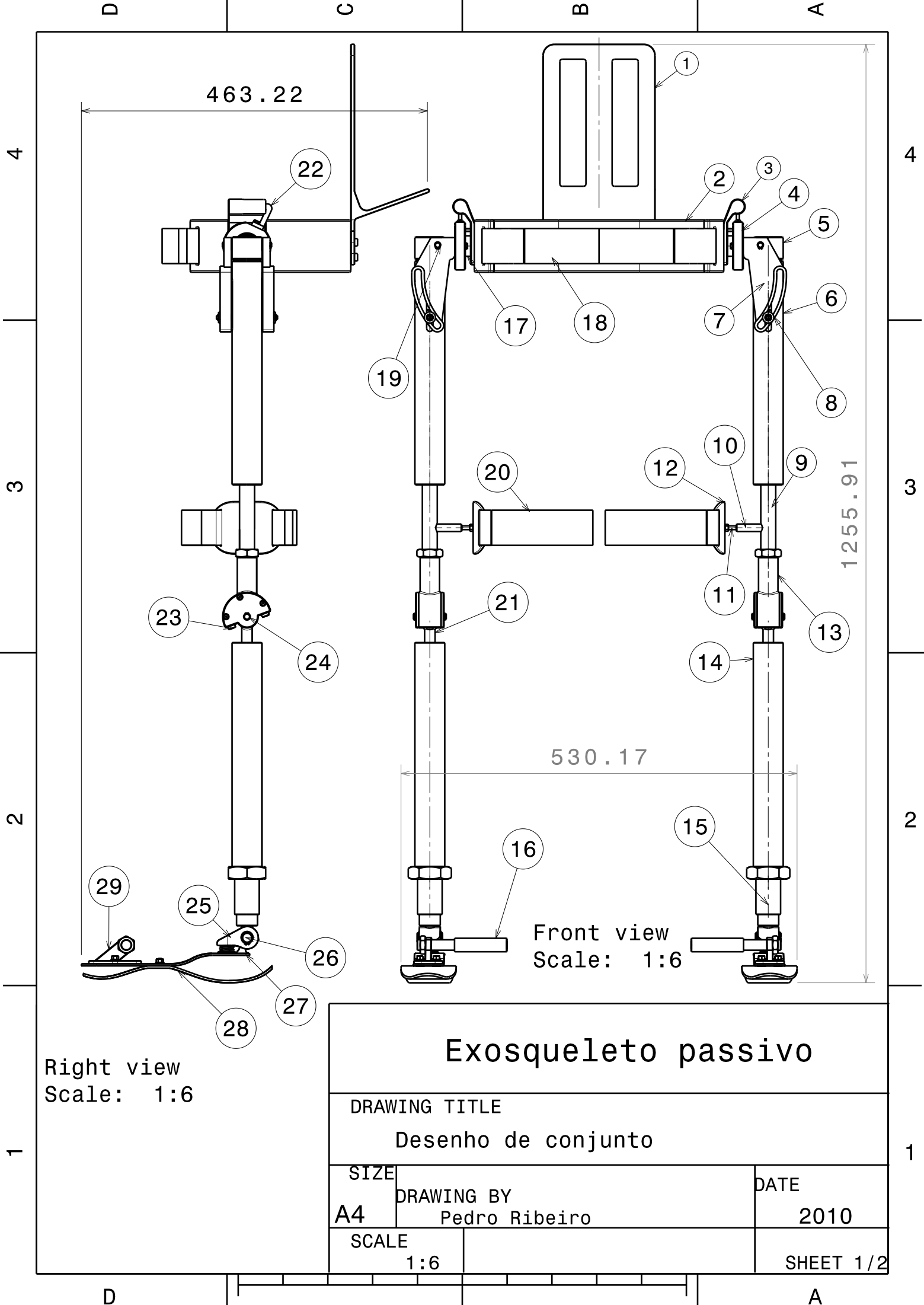
No entanto, a miniaturização e alguma simplificação da geometria dos componentes, tendo em consideração a sua fácil fabricação e reduzido custo, revelou-se ineficiente para alguns componentes. A análise estrutural, com o método de elementos finitos, para as duas condições de carga analisadas, revelaram que as tensões limite de elasticidade dos materiais seleccionados seriam ultrapassadas. Isto coloca em risco a integridade da estrutura. Assim, torna-se indispensável, antes de avançar para um processo de construção do protótipo do exosqueleto, a selecção de novos materiais mais resistentes ou mesmo, a alteração da geometria destes componentes.

Na sequência da iteração anterior, deve-se partir para a construção de um protótipo que possibilite a realização de ensaios experimentais. Estes ensaios experimentais vão permitir avaliar a assertividade das soluções técnicas aqui idealizadas e projectadas. Certamente, será nesta fase que se dará conta de todas as falhas deste anteprojecto, sendo necessário um trabalho de correcção e melhoramento da base aqui apresentada.

## Apêndice A

### Desenhos de conjunto





# Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Desenho de conjunto

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

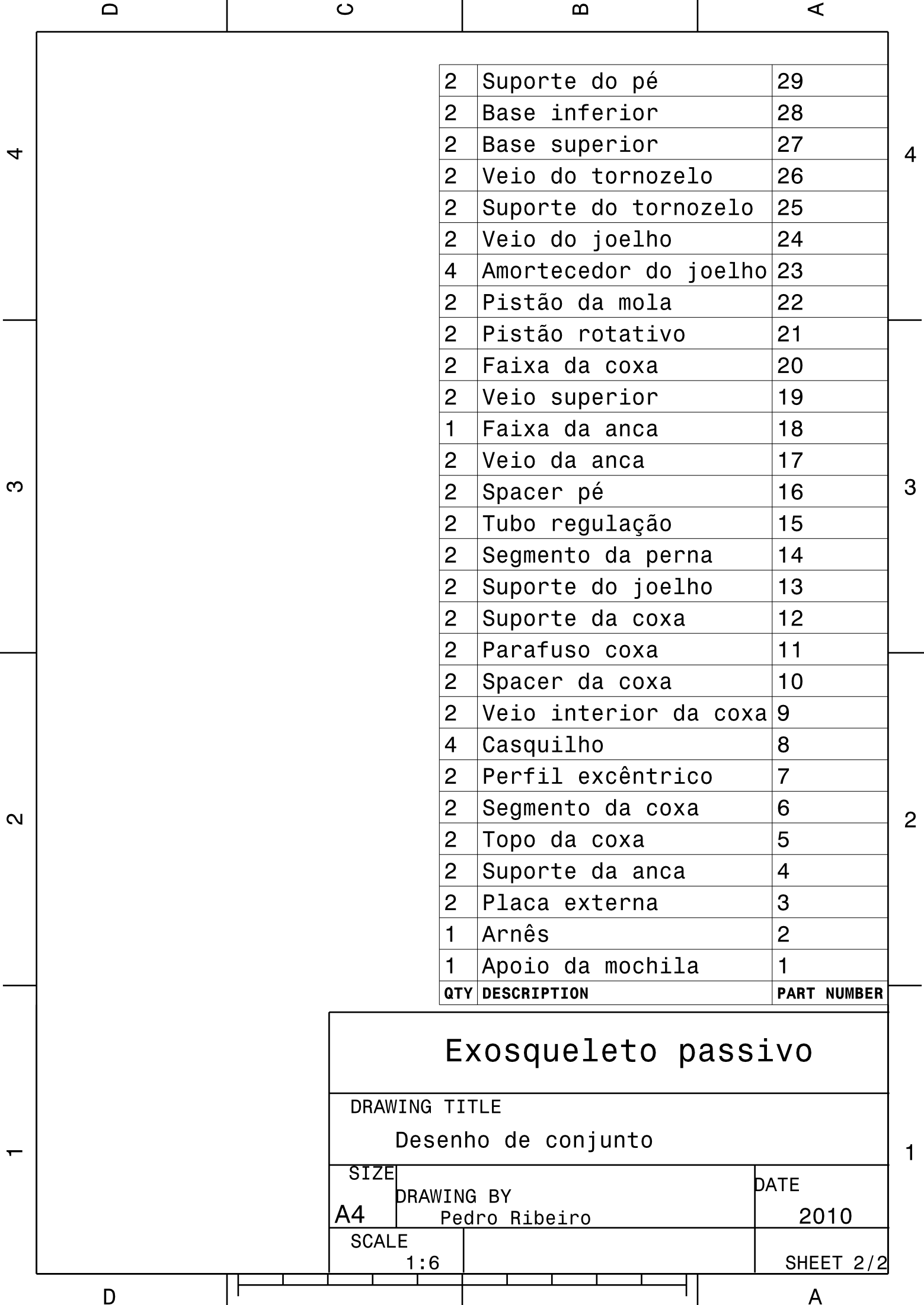
DATE

2010

SCALE

1:6

SHEET 1/2

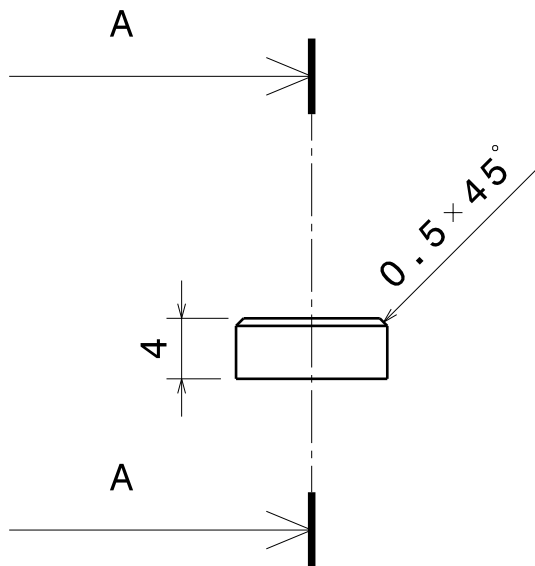




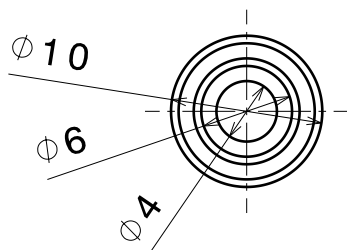
## Apêndice B

### Desenhos de definição

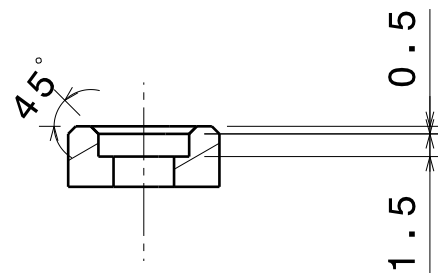




Front view  
Scale: 2:1



Top view  
Scale: 2:1



Section view A-A  
Scale: 2:1

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Amortecedor do joelho

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

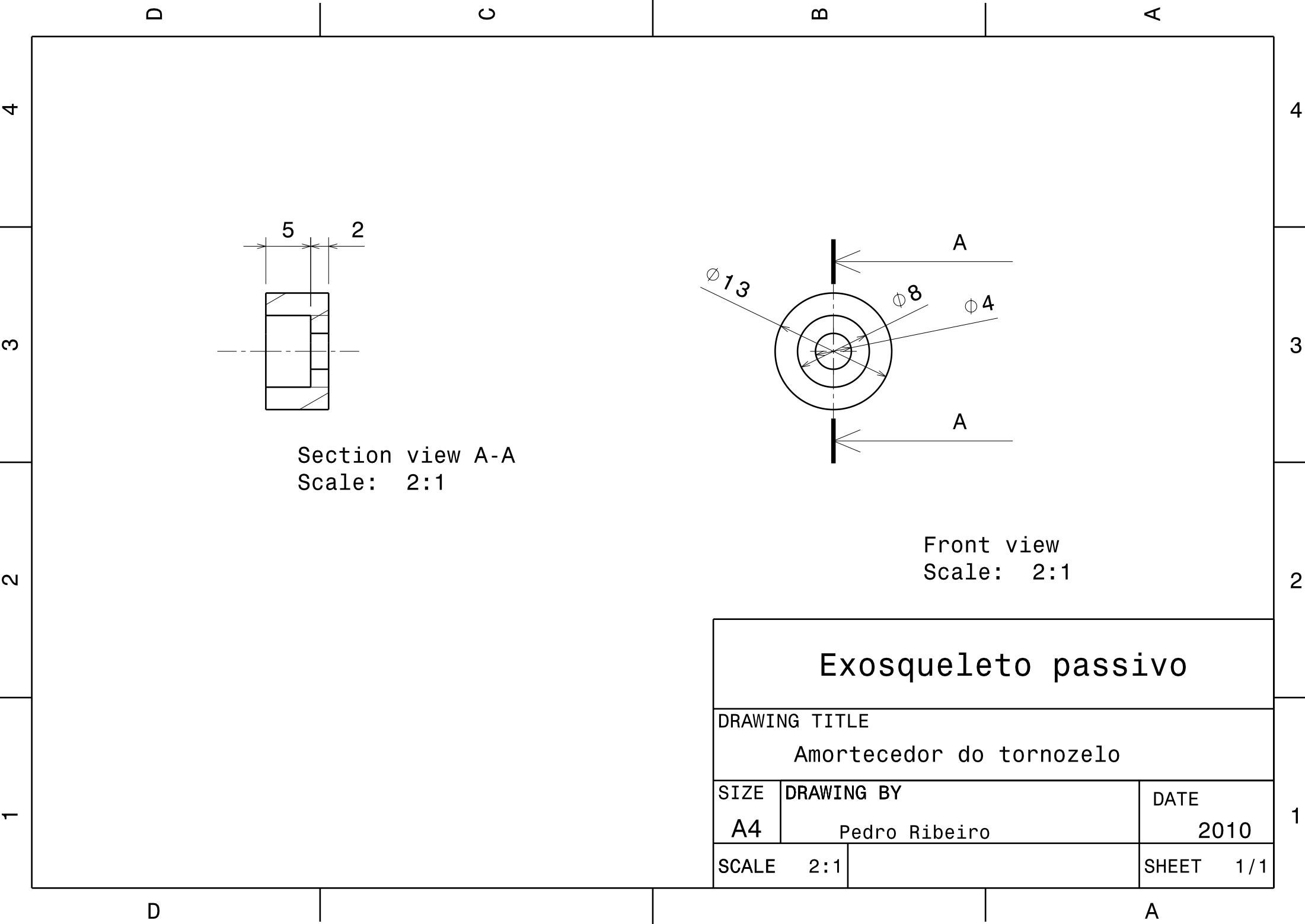
2010

SCALE

2:1

SHEET

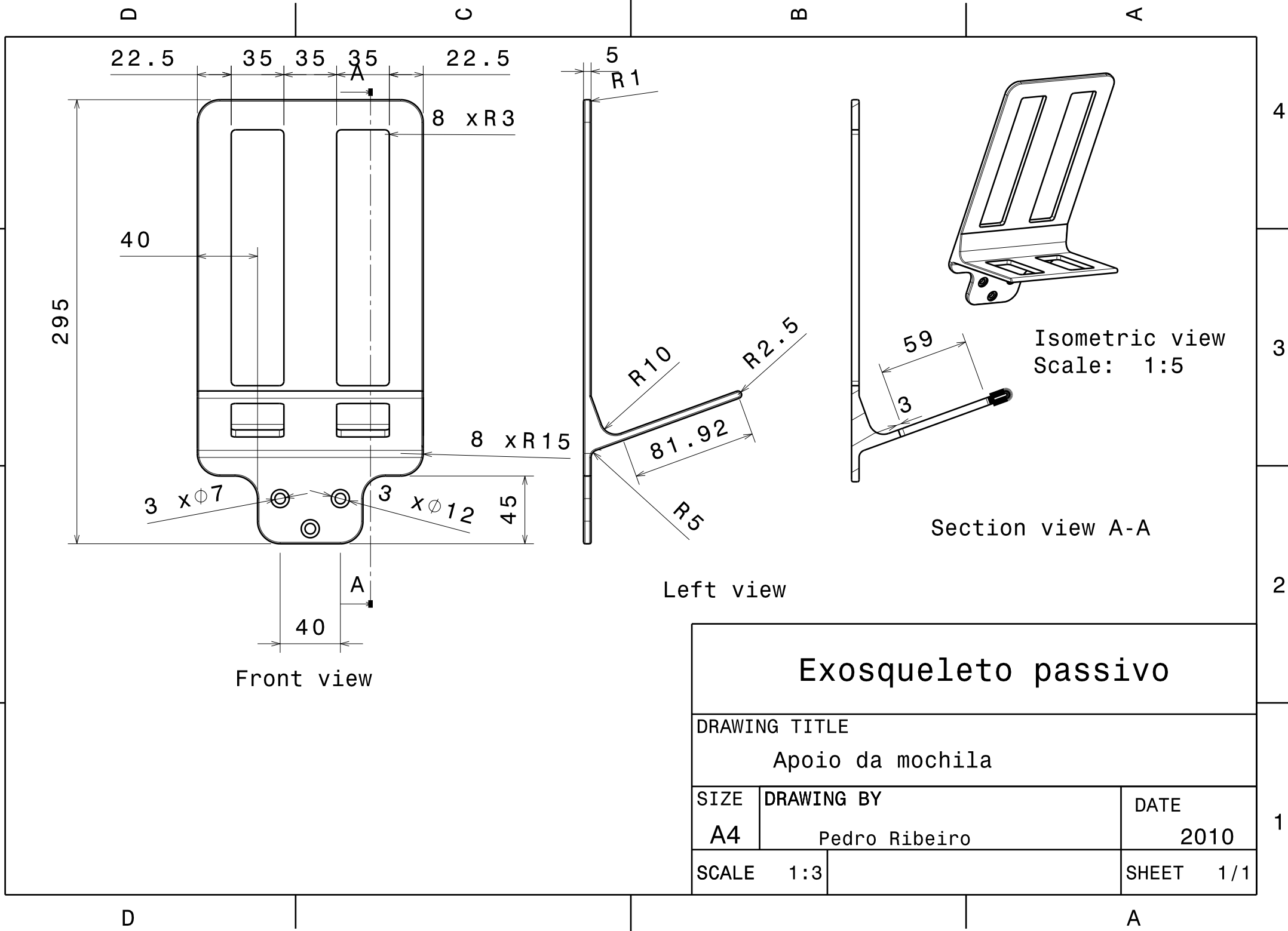
1/1



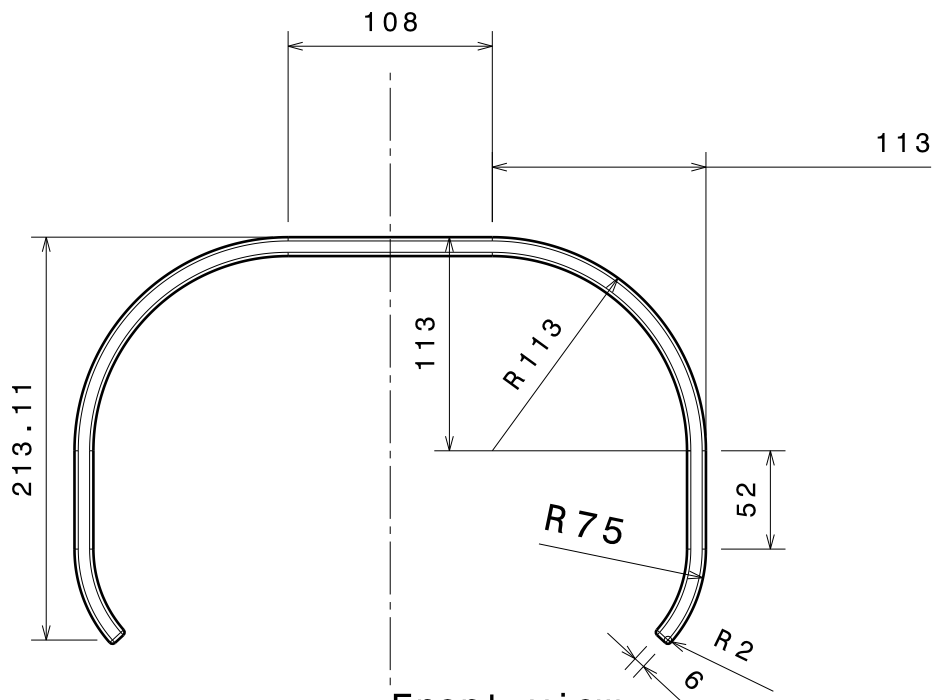
Section view A-A  
Scale: 2:1

Front view  
Scale: 2:1

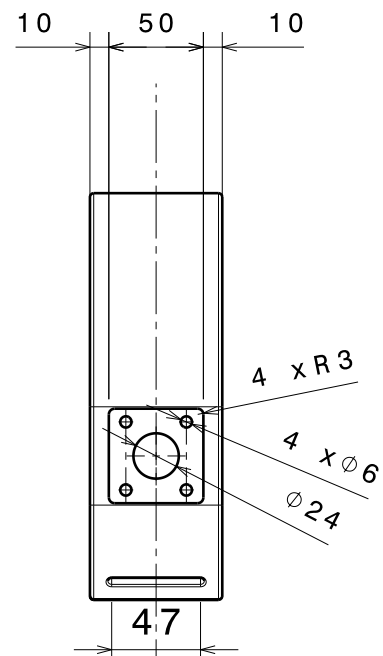
Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Amortecedor do tornozelo			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	2:1	SHEET 1/1	



Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Apoio da mochila			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:3		SHEET 1/1



Front view  
Scale: 1:4



Left view  
Scale: 1:4

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Arnês

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

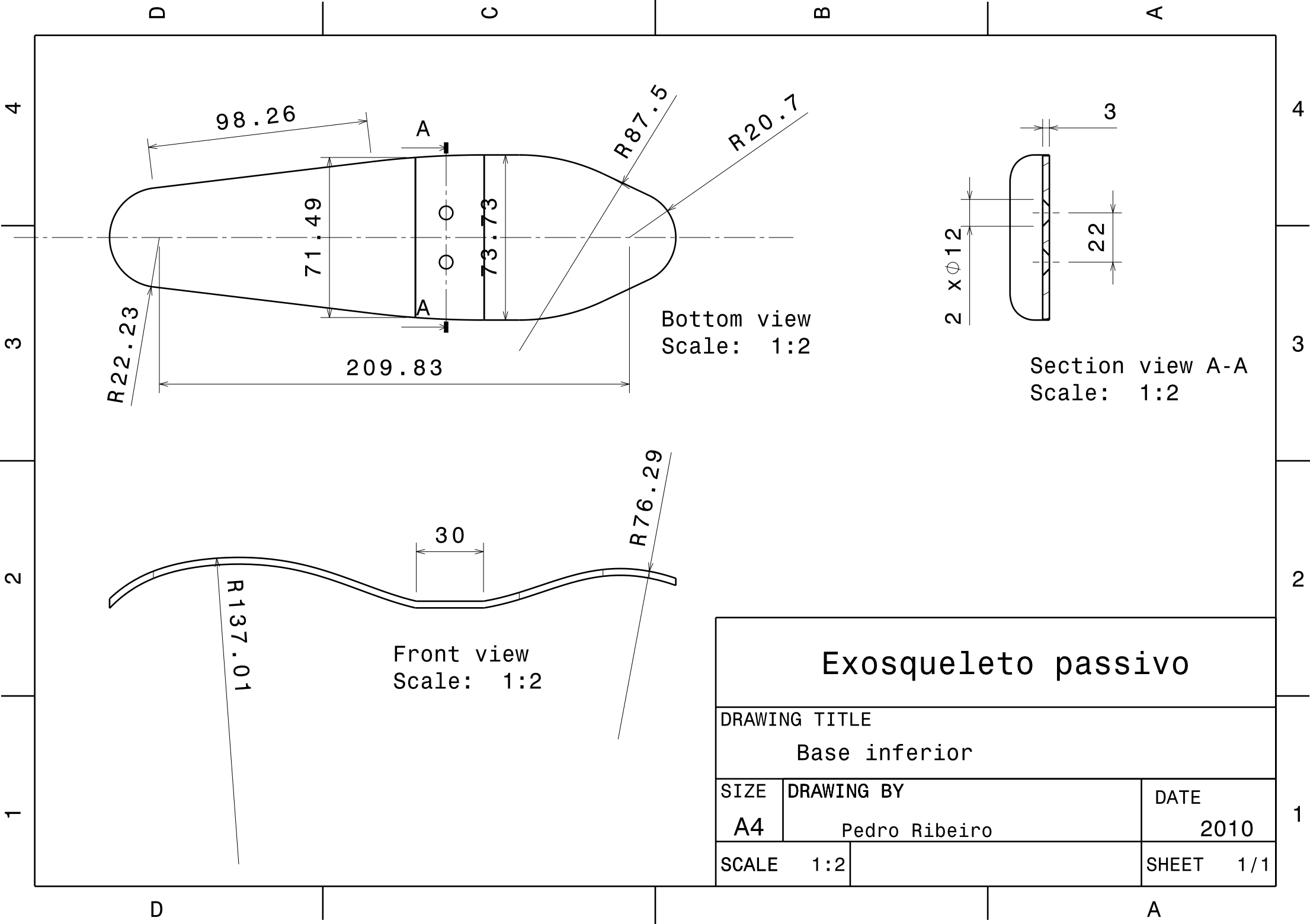
2010

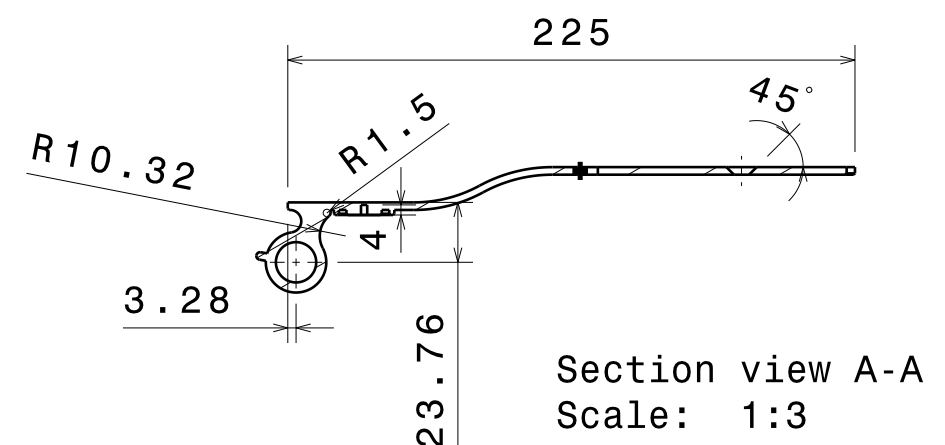
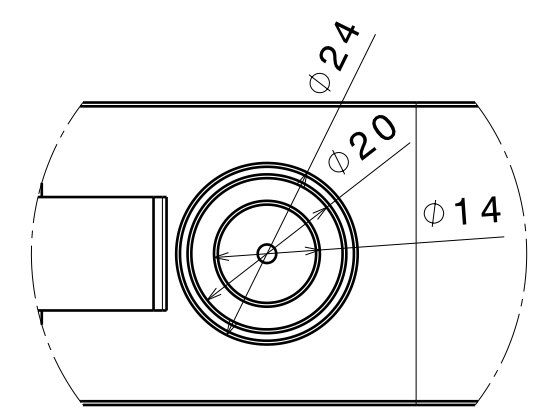
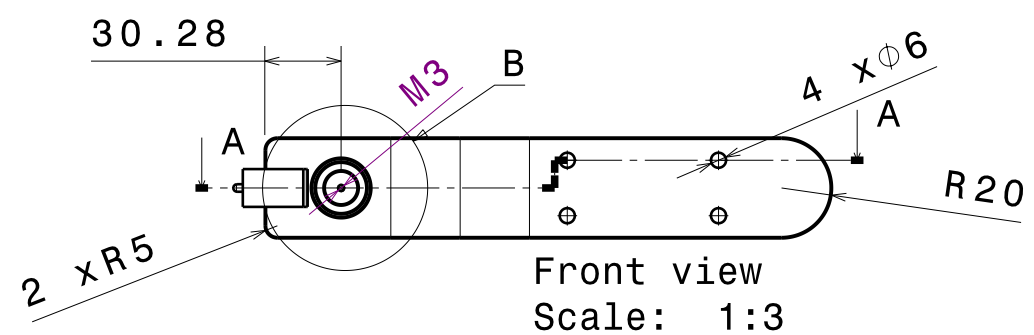
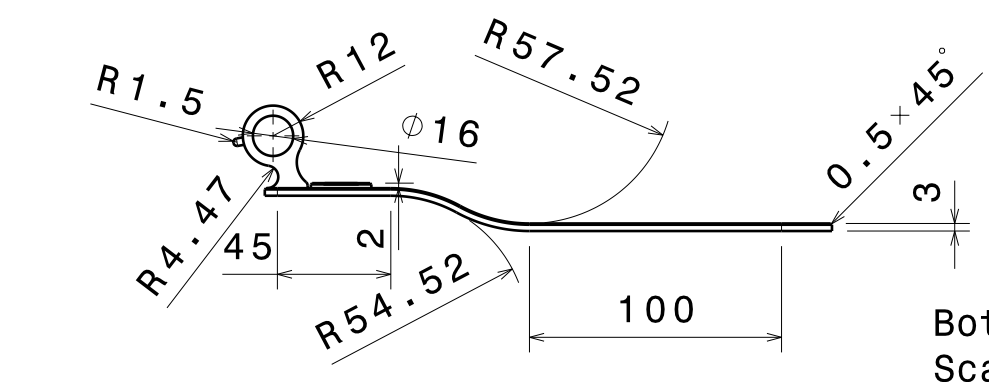
SCALE

1:4

SHEET

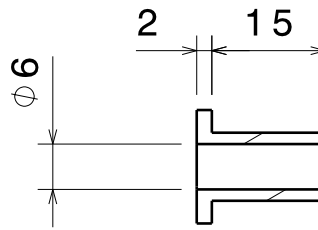
1/1



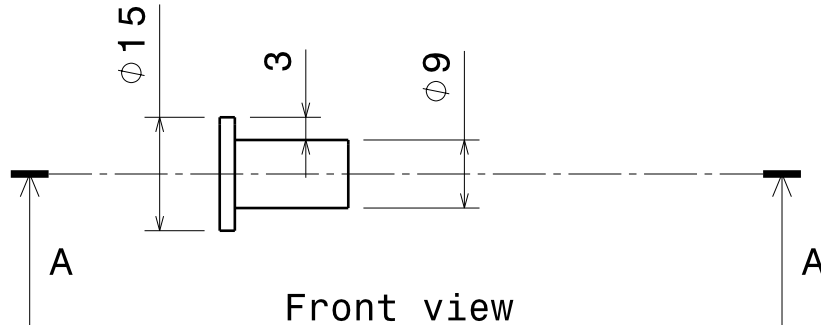


Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Base superior			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:3		SHEET 1/1





Section view A-A  
Scale: 1:1



Front view  
Scale: 1:1

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Casquilho

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

2010

SCALE

1:1

SHEET

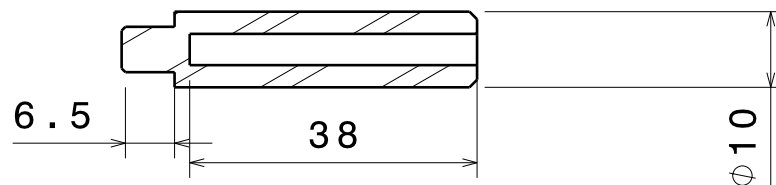
1 / 1

D

C

B

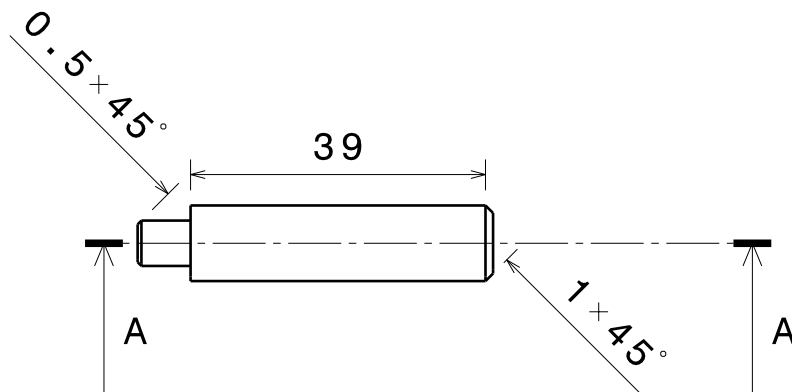
A



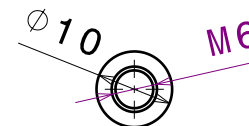
Section view A-A  
Scale: 1:1



Right view  
Scale: 1:1



Front view  
Scale: 1:1



Left view  
Scale: 1:1

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Coxa spacer

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

2010

SCALE

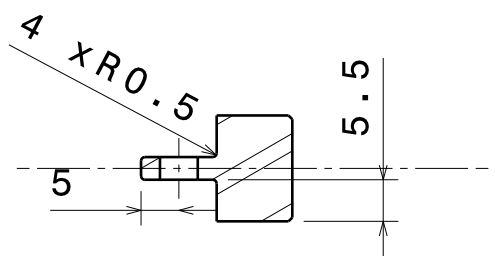
1:1

SHEET

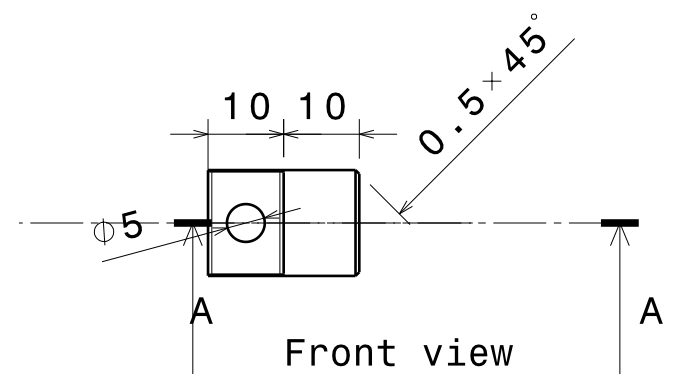
1/1

D

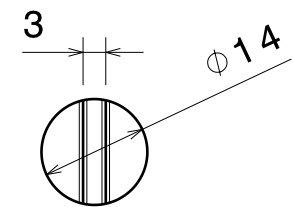
A



Section view A-A  
Scale: 1:1

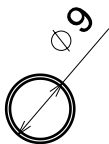


Front view  
Scale: 1:1

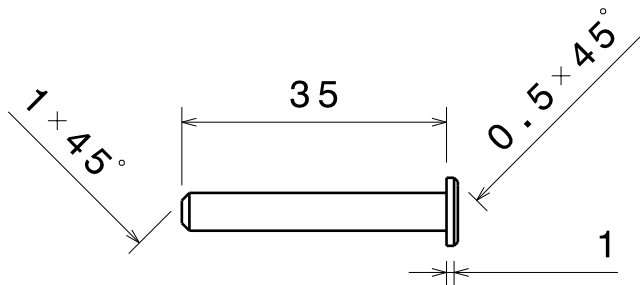


Left view  
Scale: 1:1

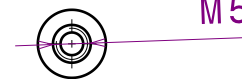
Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Êmbolo da mola			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:1		SHEET 1/1



Right view  
Scale: 1:1



Front view  
Scale: 1:1



Left view  
Scale: 1:1

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Parafuso coxa

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

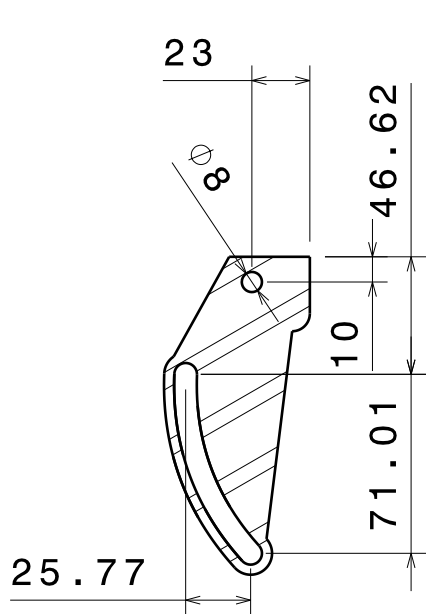
2010

SCALE

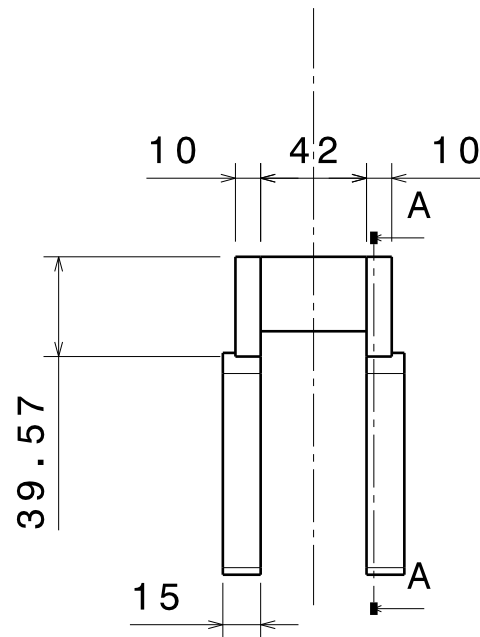
1:1

SHEET

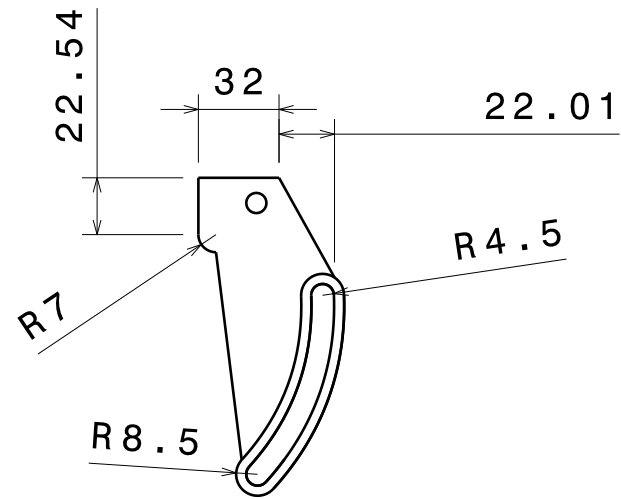
1/1



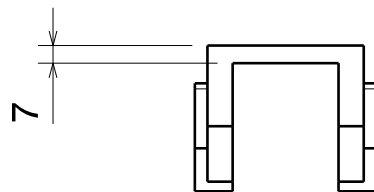
Section view A-A  
Scale: 1:3



Front view  
Scale: 1:3



Left view  
Scale: 1:3



Top view  
Scale: 1:3

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Perfil Excêntrico

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

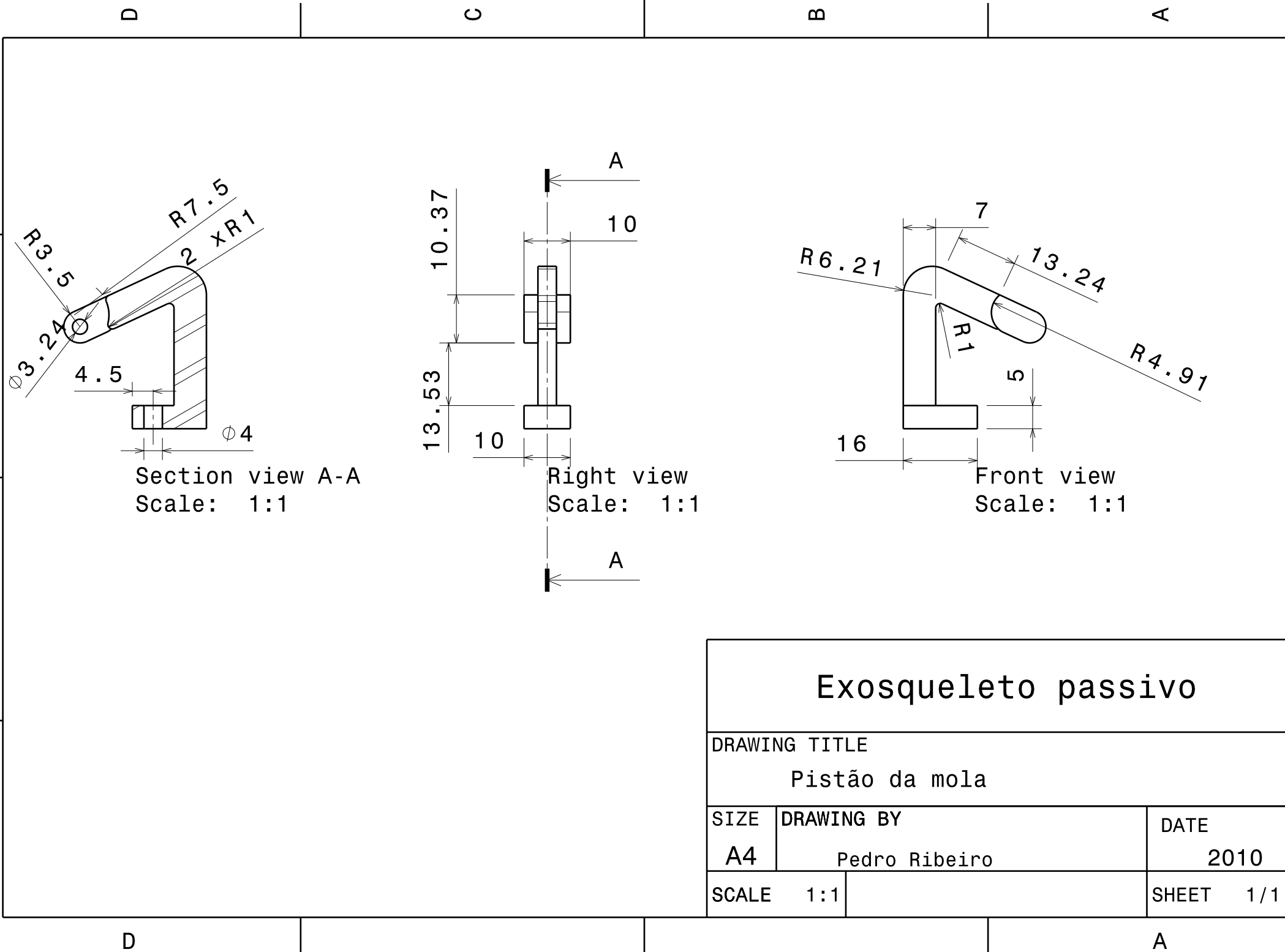
2010

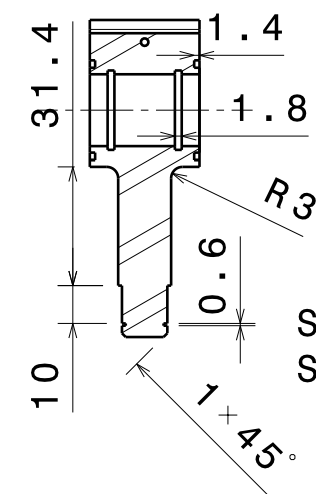
SCALE

1:3

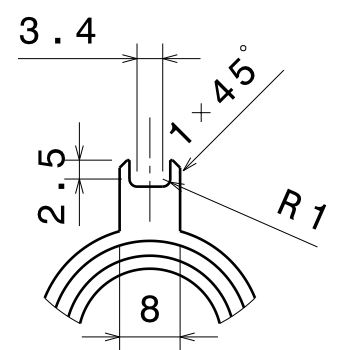
SHEET

1/1

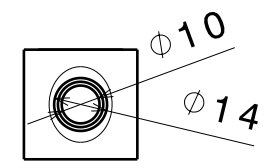




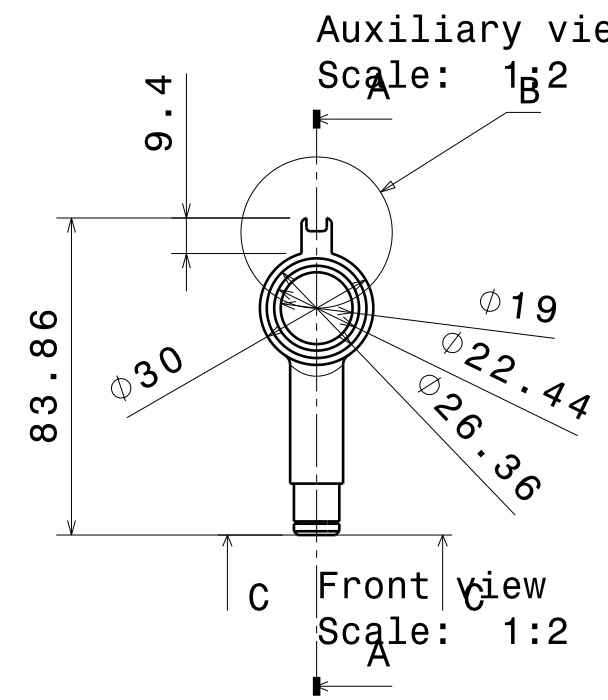
Section view A-A  
Scale: 1:2



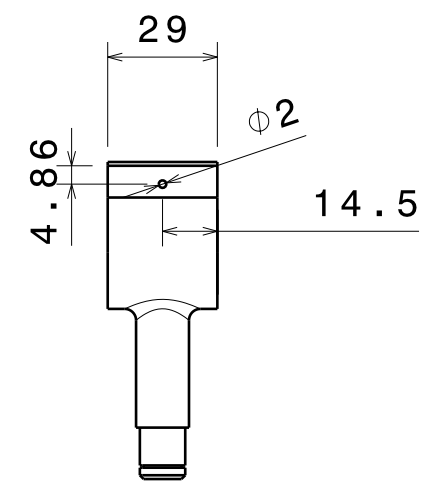
Detail B  
Scale: 1:1



Auxiliary view C  
Scale: 1:2

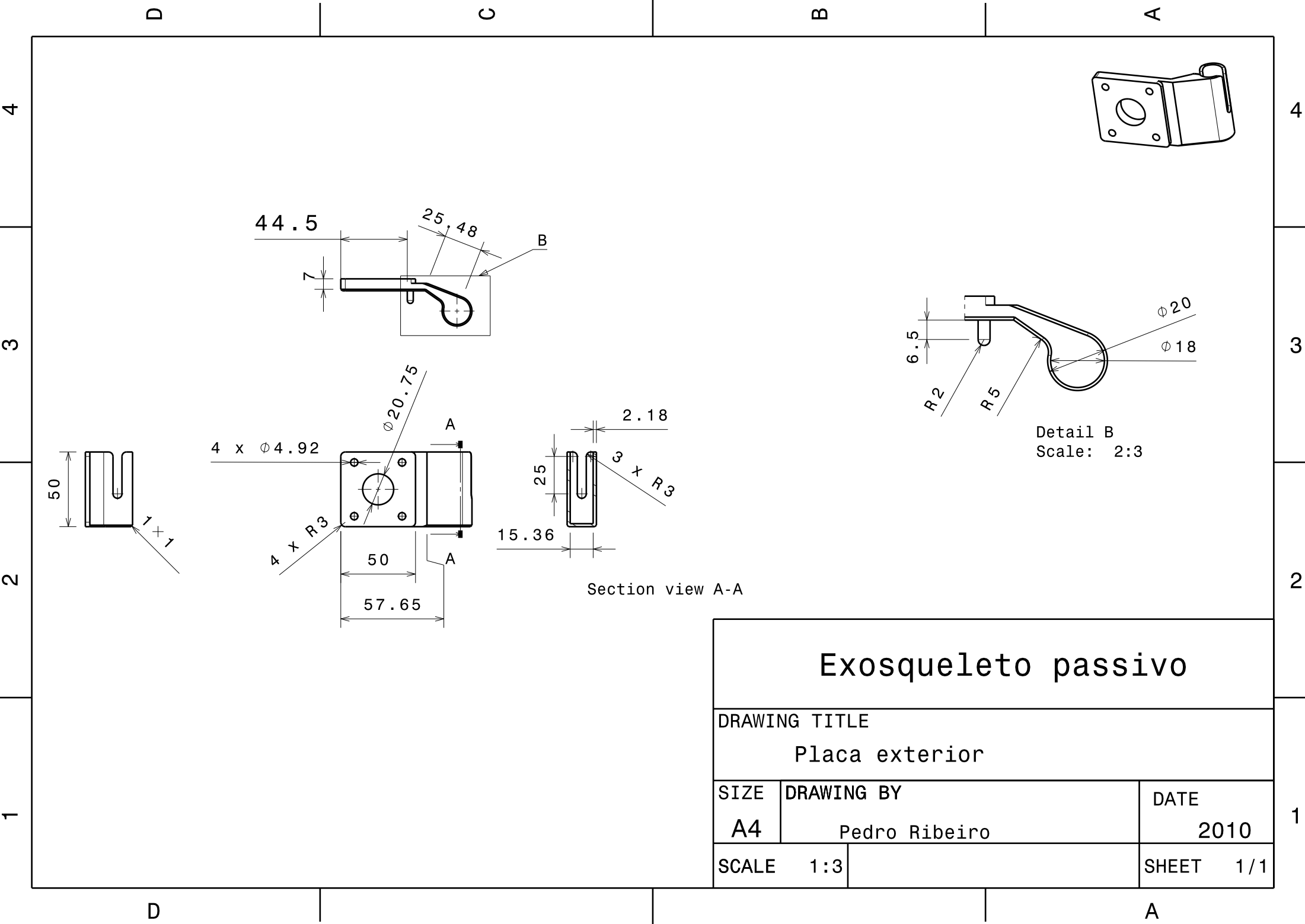


Front view  
Scale: 1:2



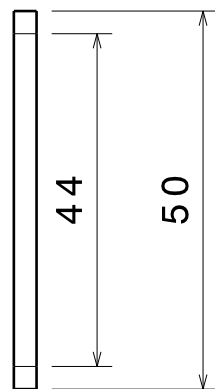
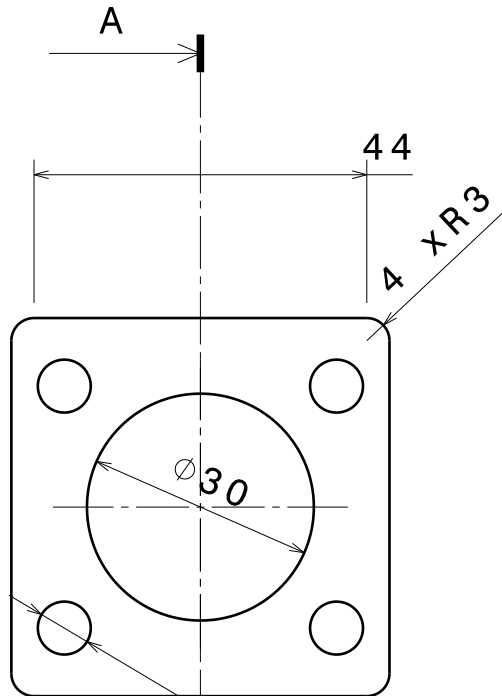
Left view  
Scale: 1:2

Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Pistão rotativo do joelho			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:2	SHEET 1/1	

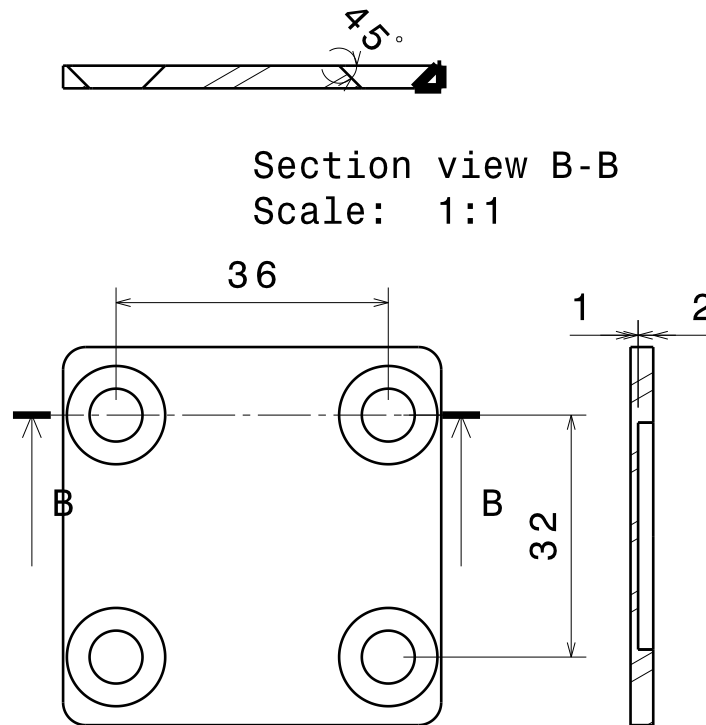


Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Placa exterior			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:3		SHEET 1/1

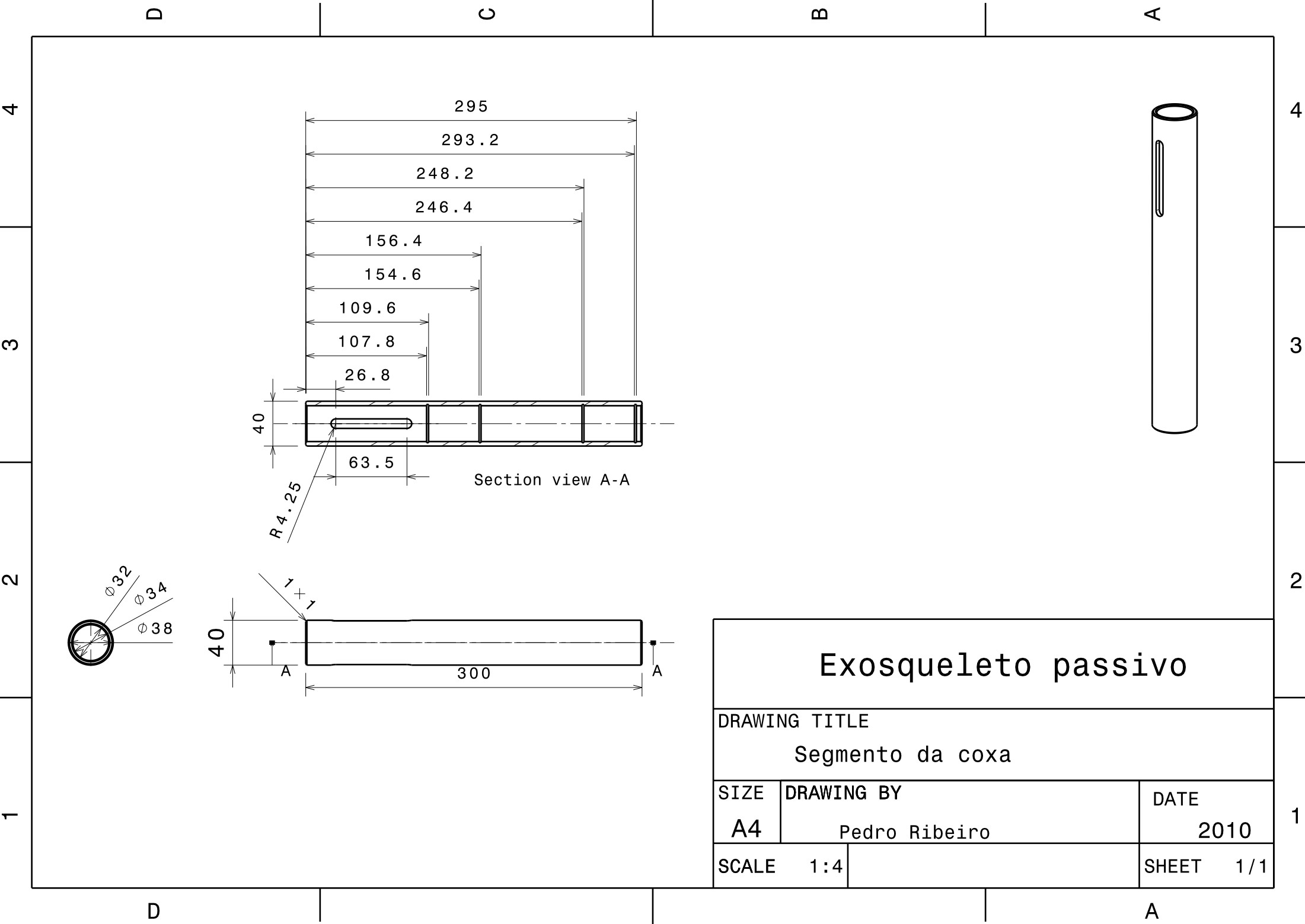




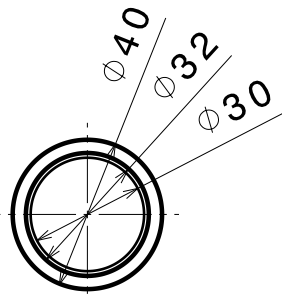
Left view  
Scale: 1:1



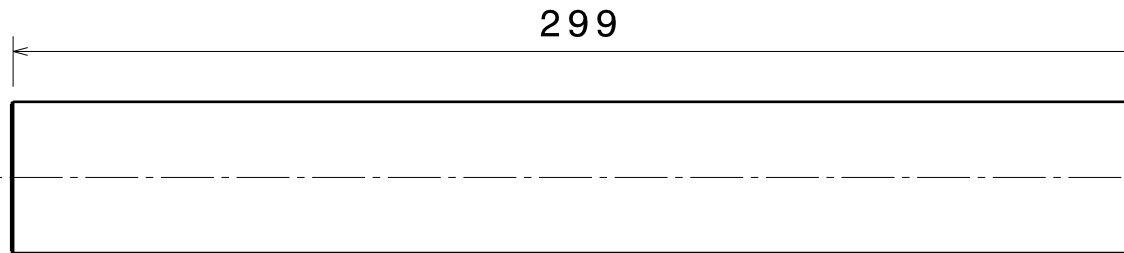
Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Placa interior			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:1	SHEET 1/1	



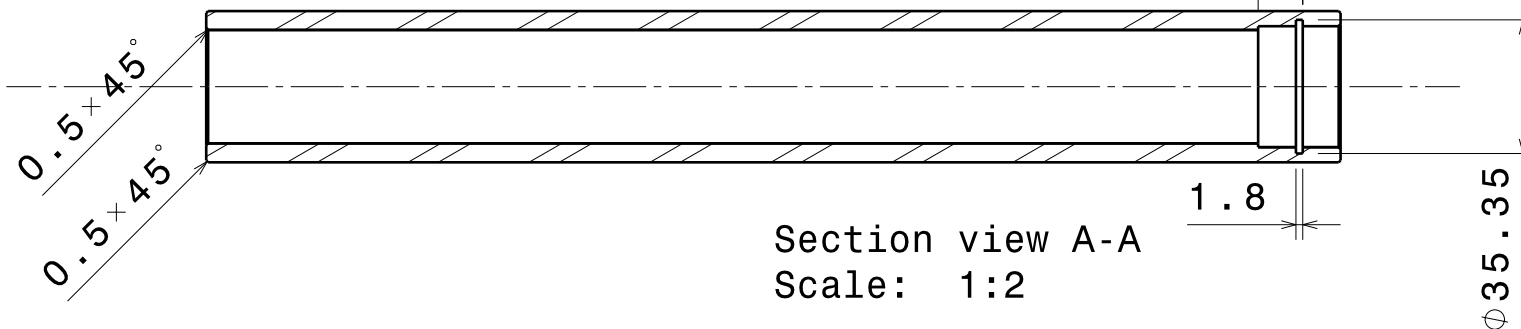
Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Segmento da coxa			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:4	SHEET 1/1	



Right view  
Scale: 1:2



Front view  
Scale: 1:2



Section view A-A  
Scale: 1:2

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Segmento da perna

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

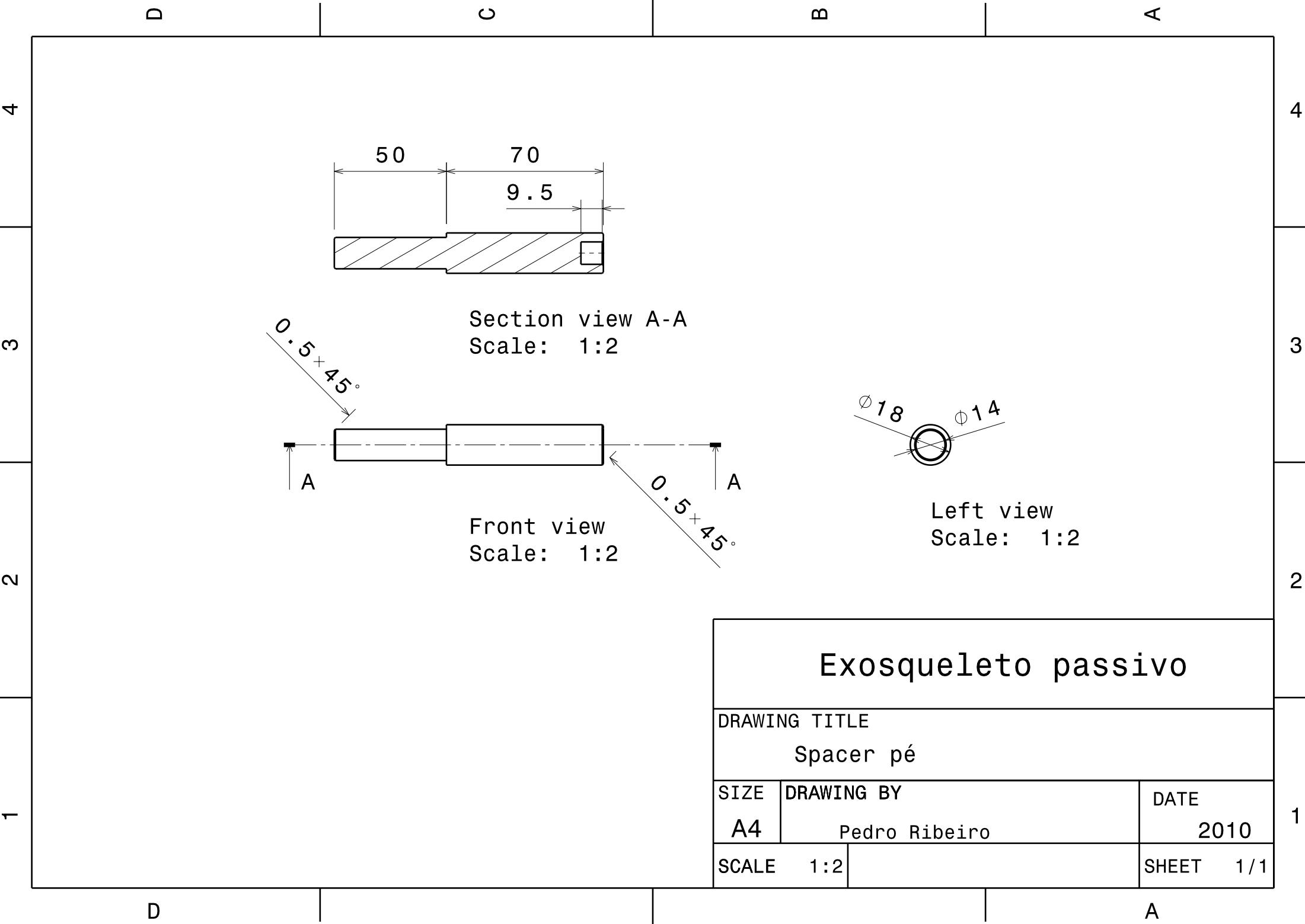
2010

SCALE

1:2

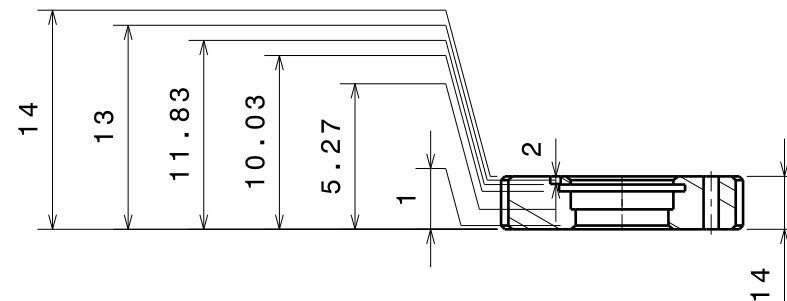
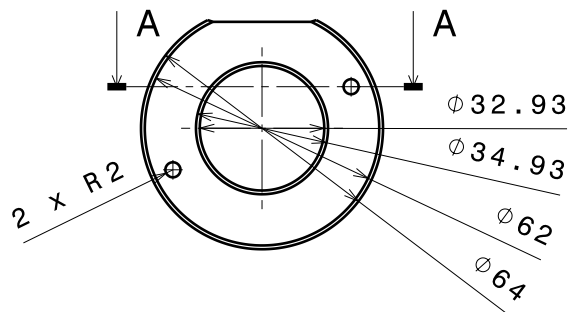
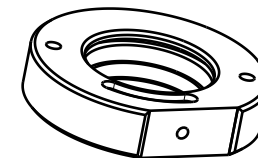
SHEET

1/1

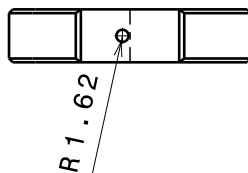
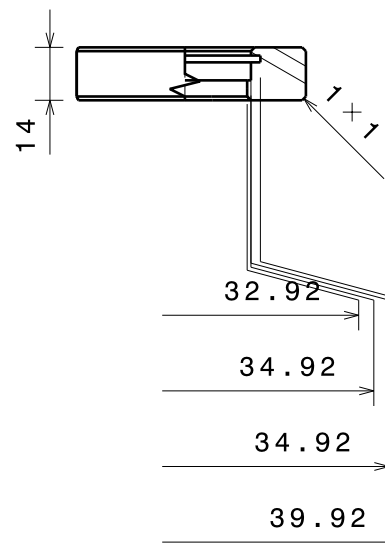


# Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE			
Spacer pé			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:2		SHEET 1/1



Section view A-A



# Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Suporte da coxa

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

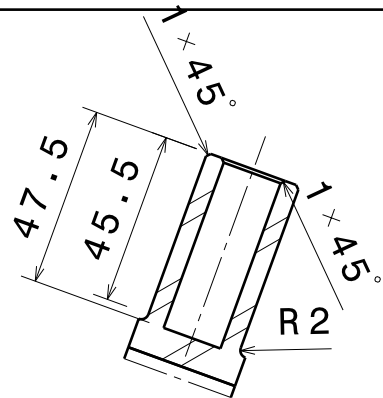
2010

SCALE

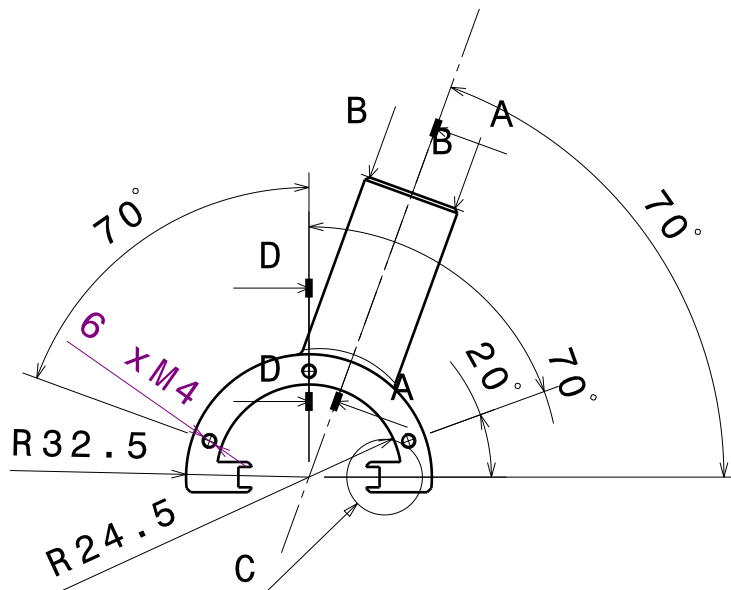
1:2

SHEET

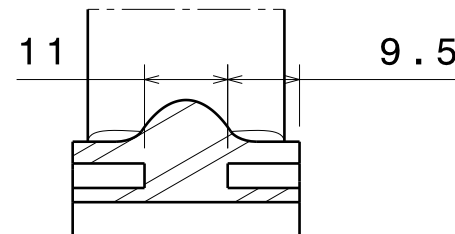
1/1



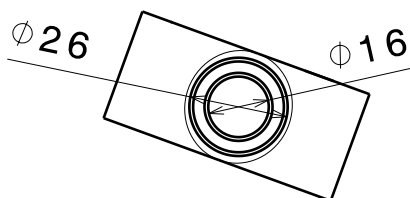
Section view A-A  
Scale: 1:2



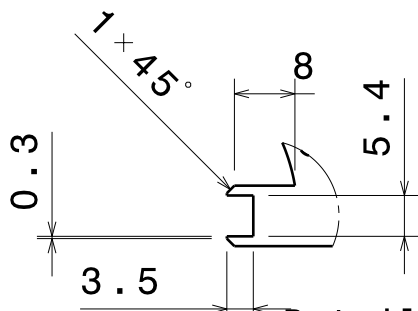
Front view  
Scale: 1:2



Section view D-D  
Scale: 1:1



Auxiliary view B  
Scale: 1:2



Detail C  
Scale: 1:1

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Suporte do joelho

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

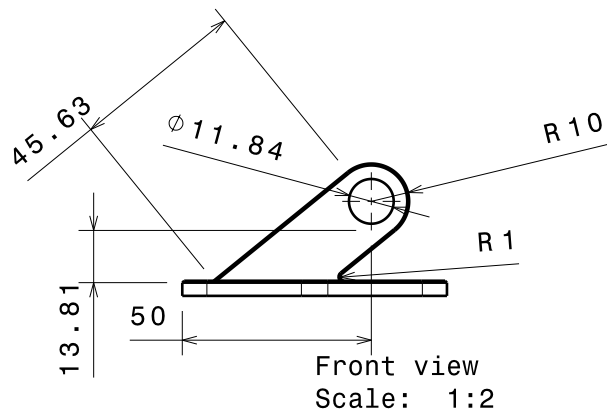
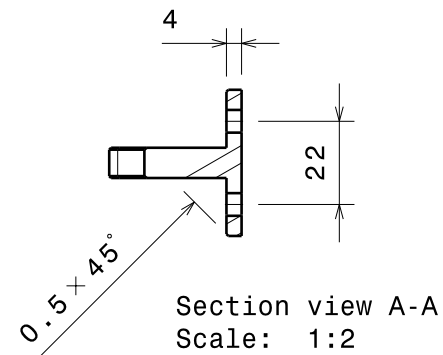
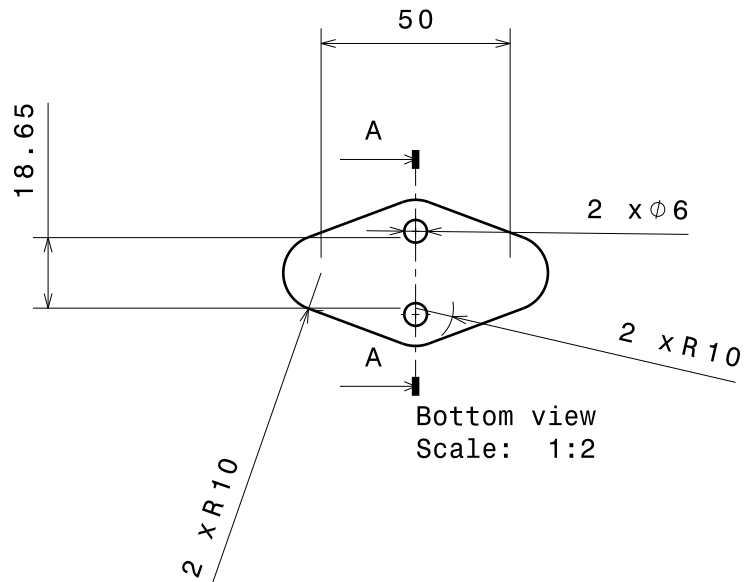
2010

SCALE

1:2

SHEET

1/1



# Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Suporte do pé

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

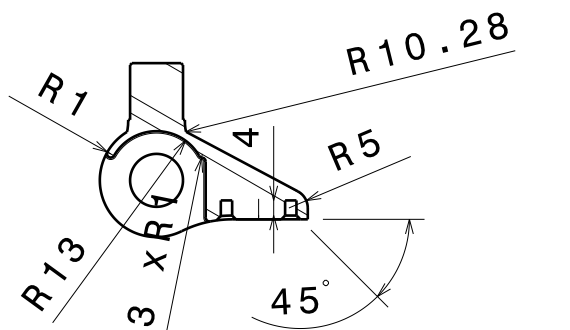
2010

SCALE

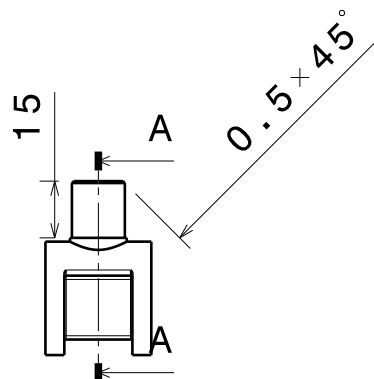
1:2

SHEET

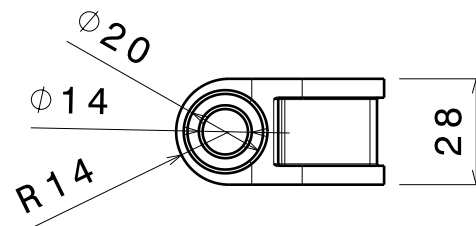
1/1



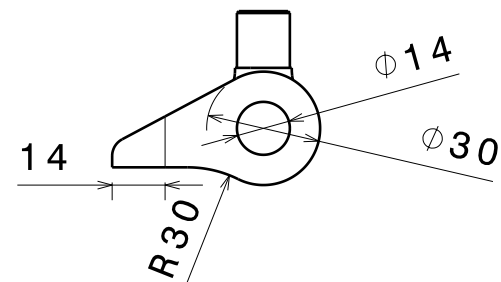
Section view A-A  
Scale: 1:2



Right view  
Scale: 1:2



Bottom view  
Scale: 1:2



Front view  
Scale: 1:2

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Suporte do tornozelo

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

2010

SCALE

1:2

SHEET

1/1



D

C

B

A

4

4

3

3

2

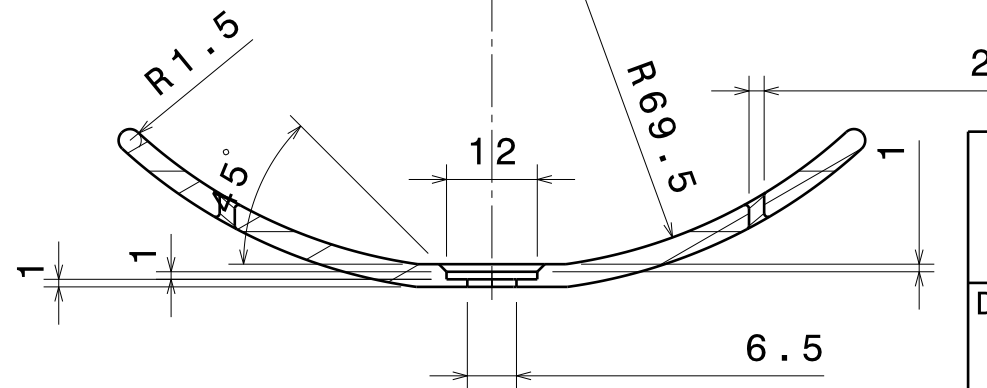
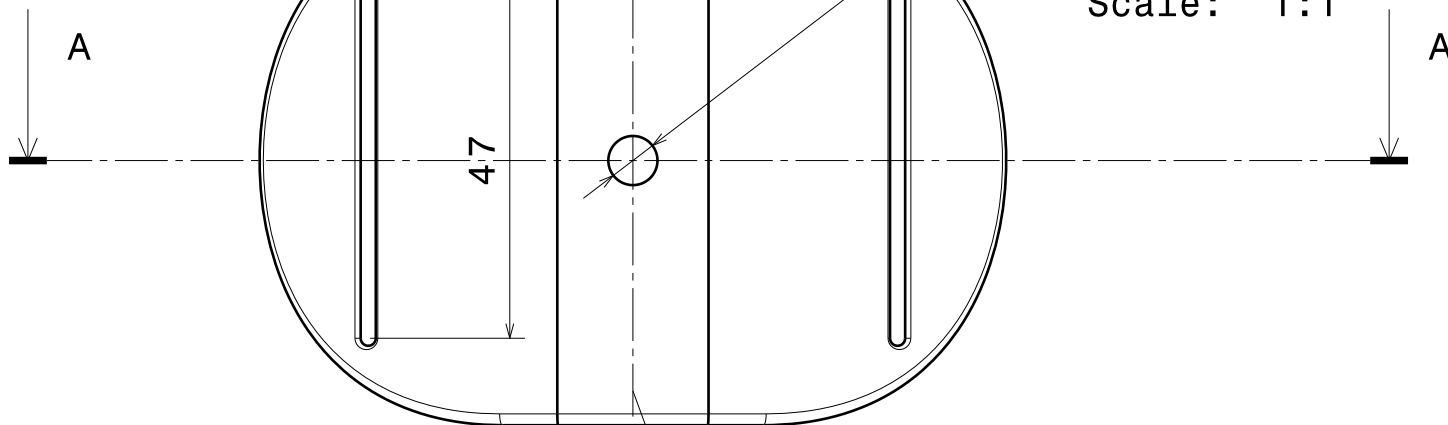
2

1

1

D

A



# Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Suporte coxa

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

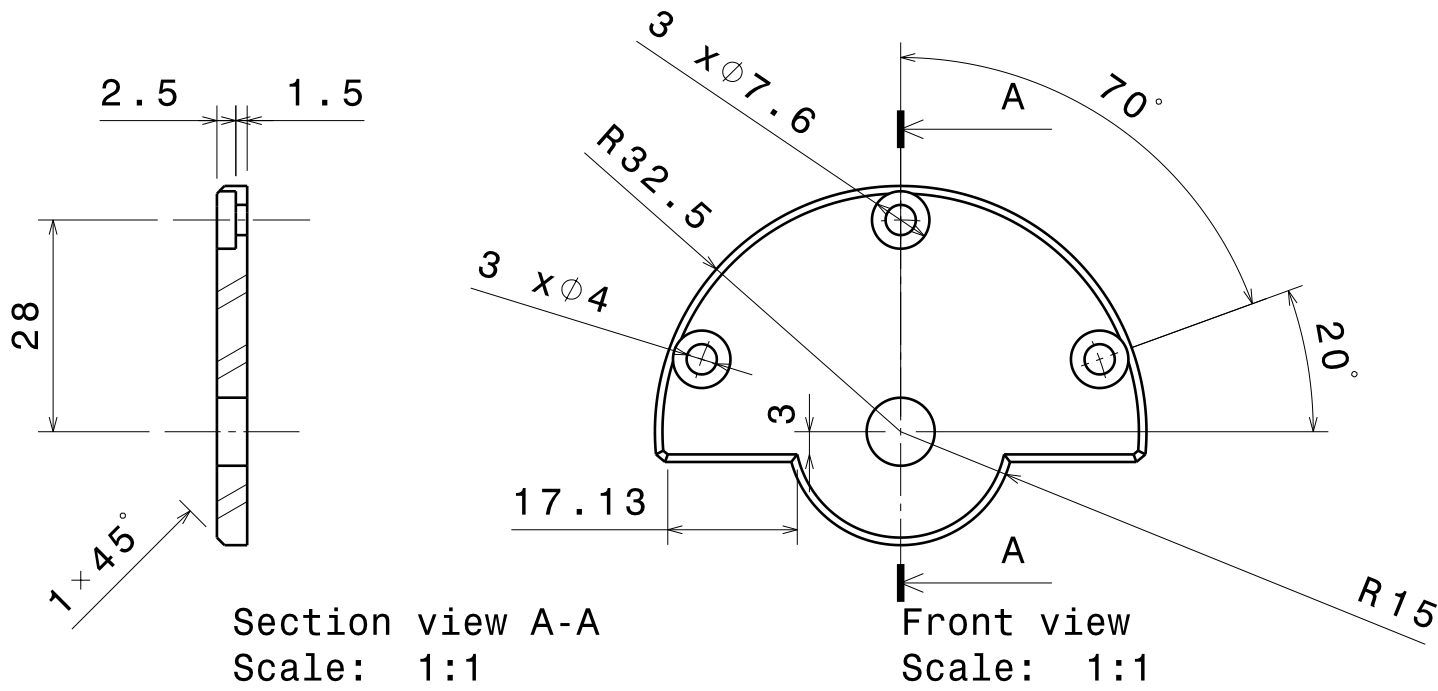
2010

SCALE

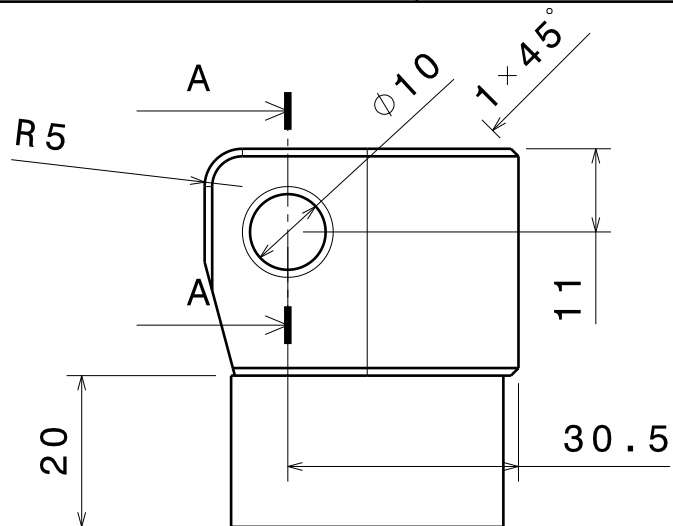
1:2

SHEET

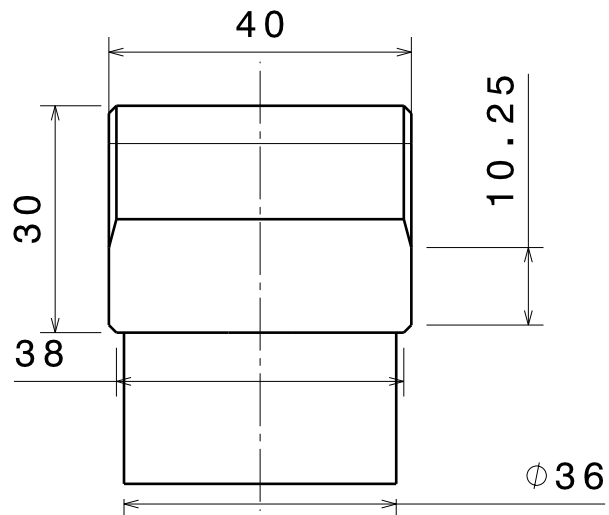
1/1



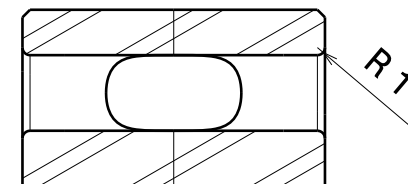
Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Tampa da câmara hidráulica			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:1	SHEET 1/1	



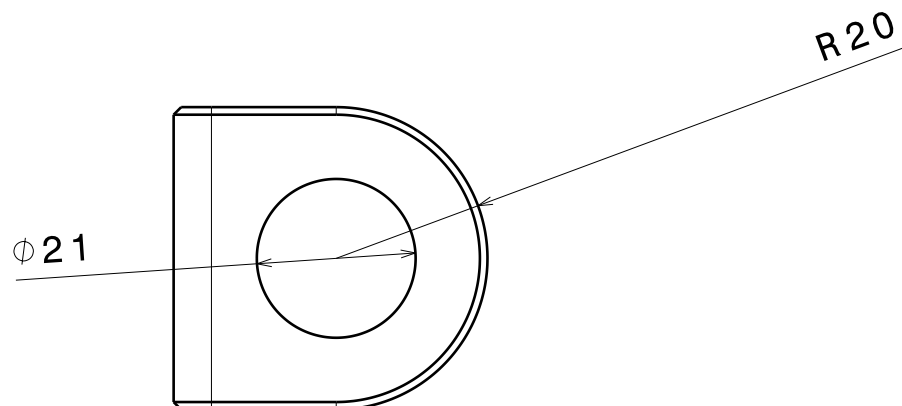
Front view  
Scale: 1:1



Left view  
Scale: 1:1



Section view A-A  
Scale: 1:1



Top view  
Scale: 1:1

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Topo da coxa

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

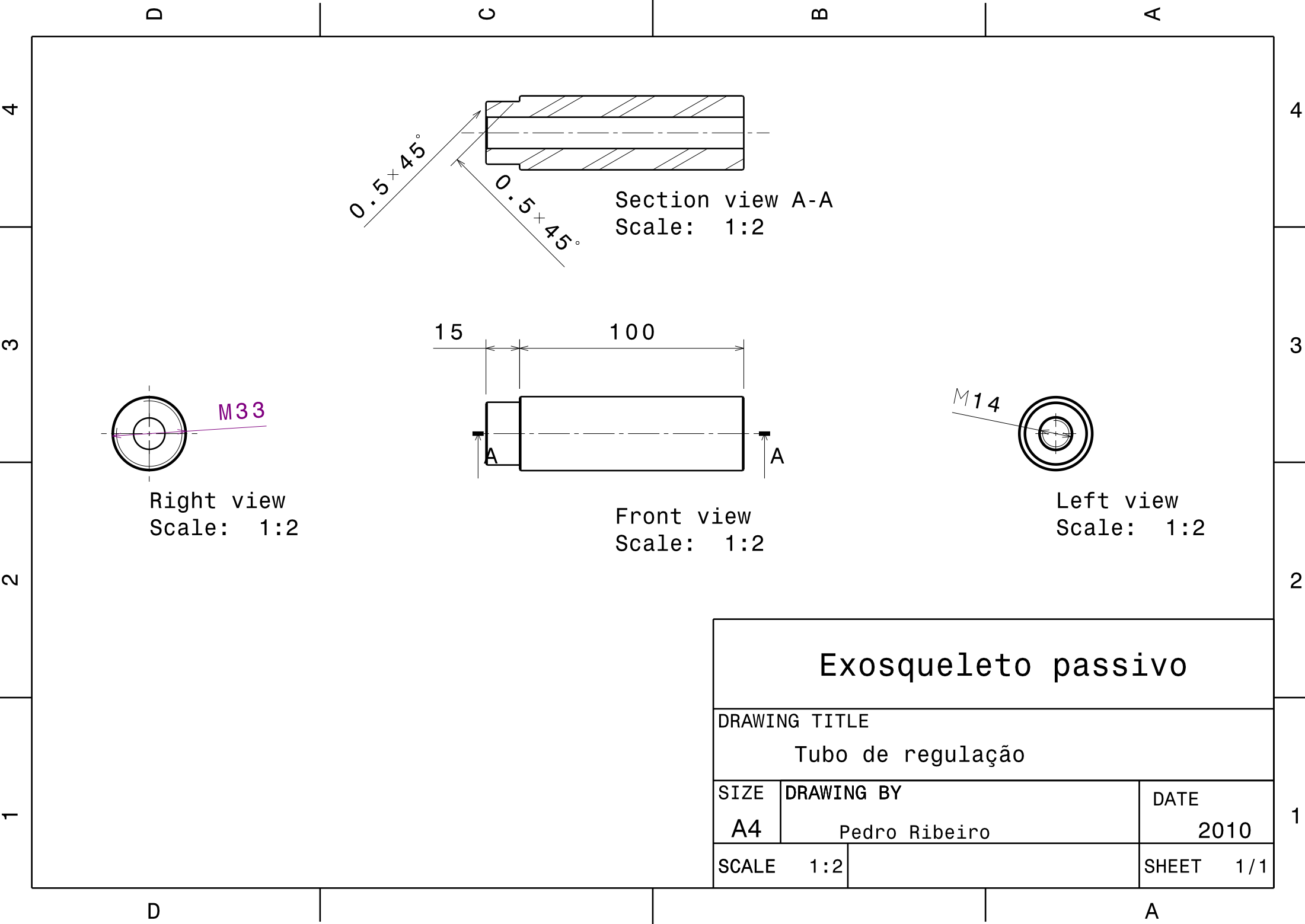
2010

SCALE

1:1

SHEET

1/1



D

C

B

A

4

4

3

3

2

2

1

1

D

A

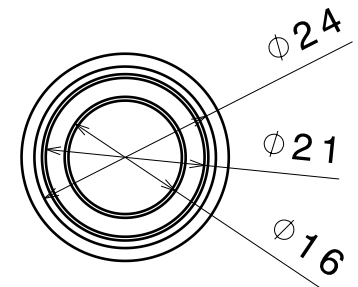
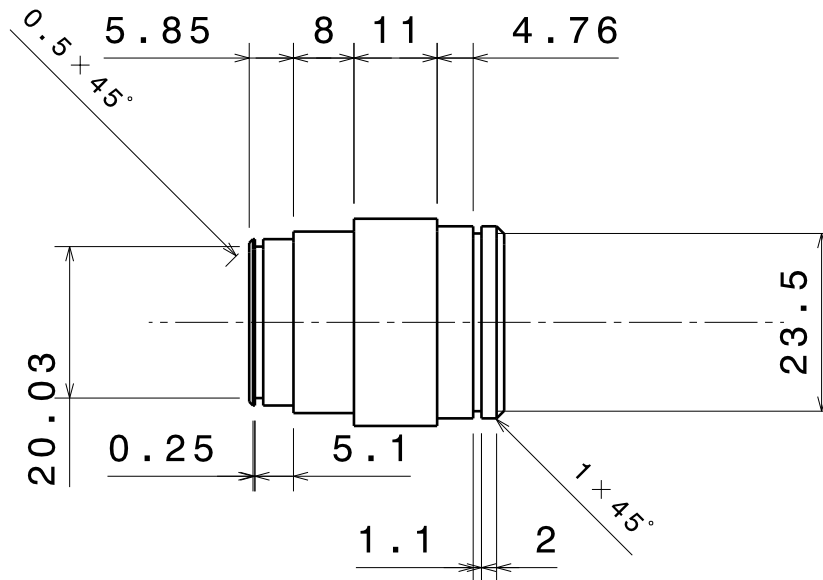
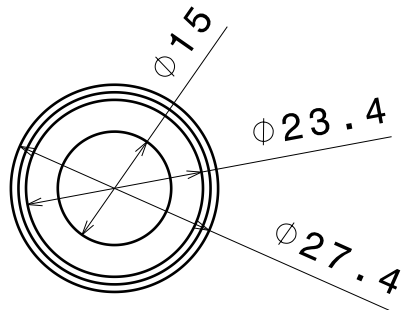
0.5+45°  
0.5+45°  
Section view A-A  
Scale: 1:2

15 100  
A A  
Front view  
Scale: 1:2

M33  
Right view  
Scale: 1:2

M14  
Left view  
Scale: 1:2

Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Tubo de regulação			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:2	SHEET 1/1	

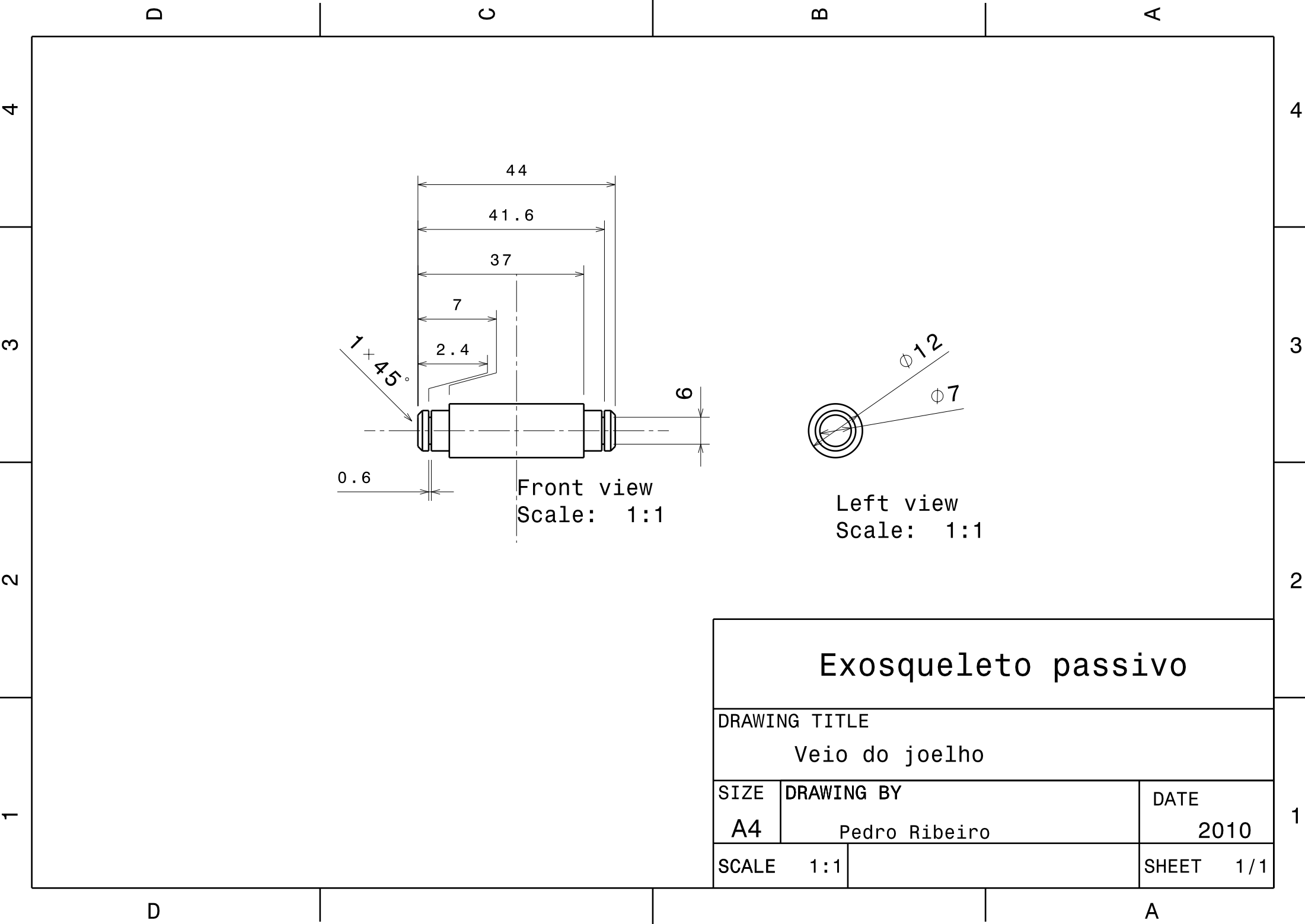


# Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Veio da anca

SIZE	DRAWING BY	DATE
A4	Pedro Ribeiro	2010
SCALE	1:1	SHEET 1/1



Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Veio do joelho			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:1		SHEET 1/1

D

C

B

A

4

4

3

3

2

2

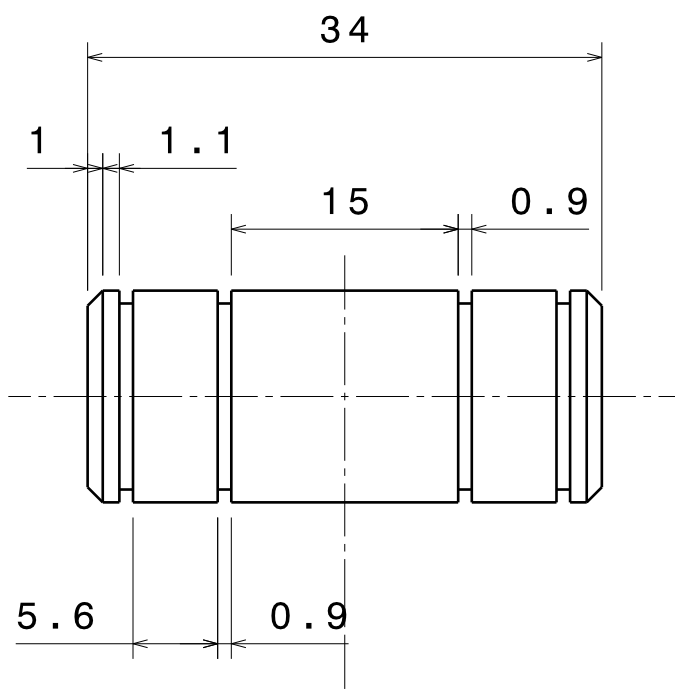
1

1

Ø 14

Ø 12

Right view  
Scale: 2:1



Front view  
Scale: 2:1

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE			
Veio do tornozelo			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	2:1		SHEET 1/1

D

A

D

C

B

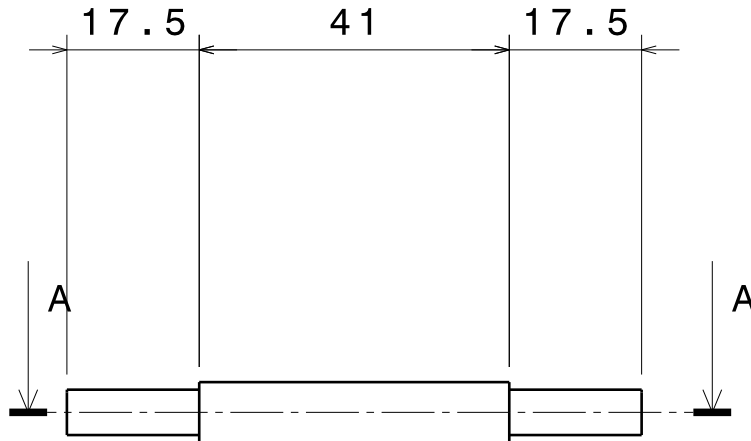
A

4

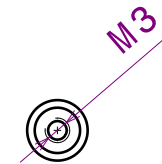
3

2

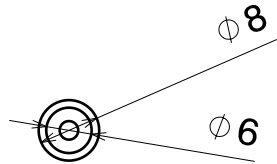
1



Front view  
Scale: 1:1



Left view  
Scale: 1:1



Right view  
Scale: 1:1



Section view A-A  
Scale: 1:1

## Exosqueleto passivo

DRAWING TITLE

Veio inferior

SIZE

A4

DRAWING BY

Pedro Ribeiro

DATE

2010

SCALE

1:1

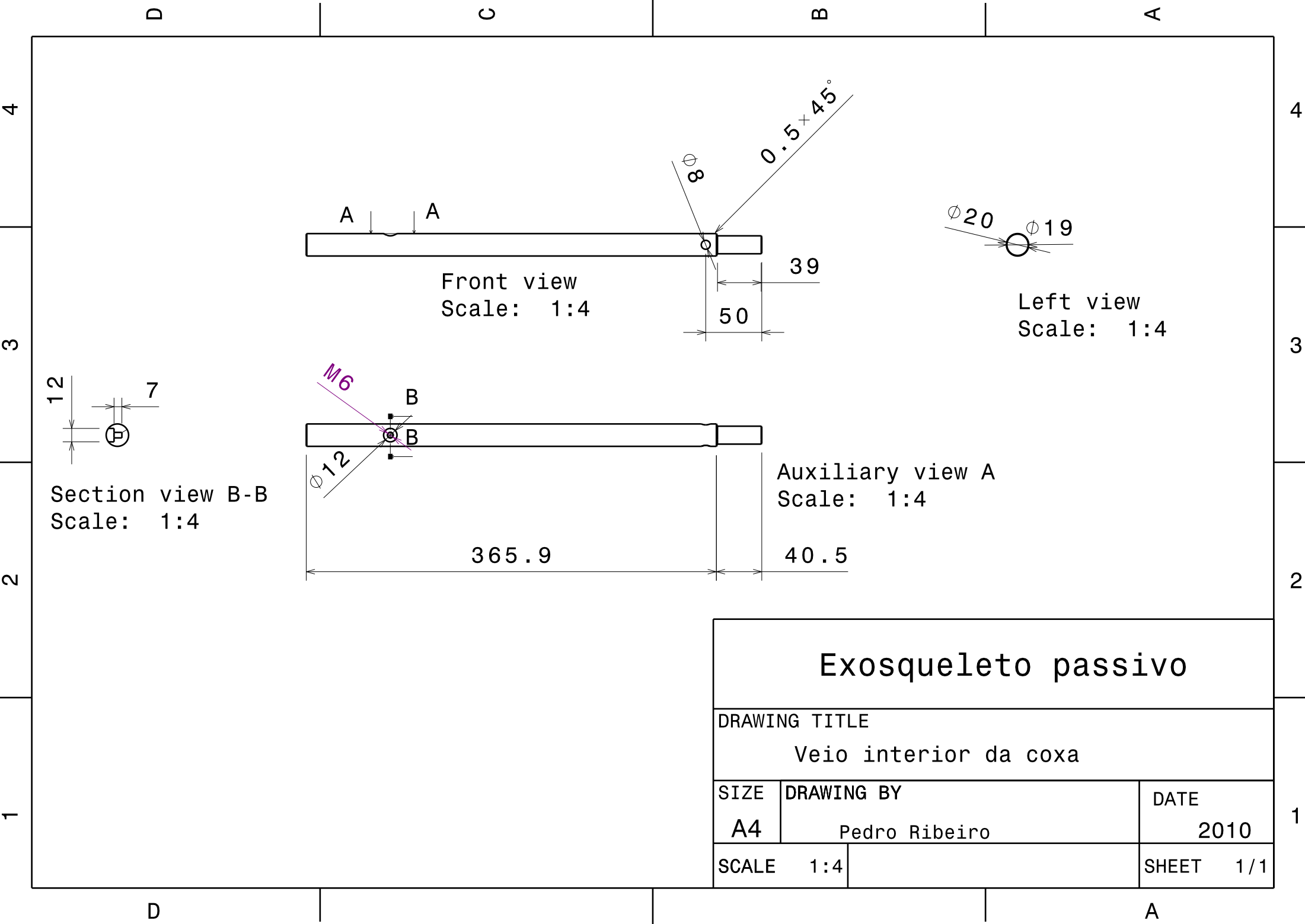
SHEET

1/1

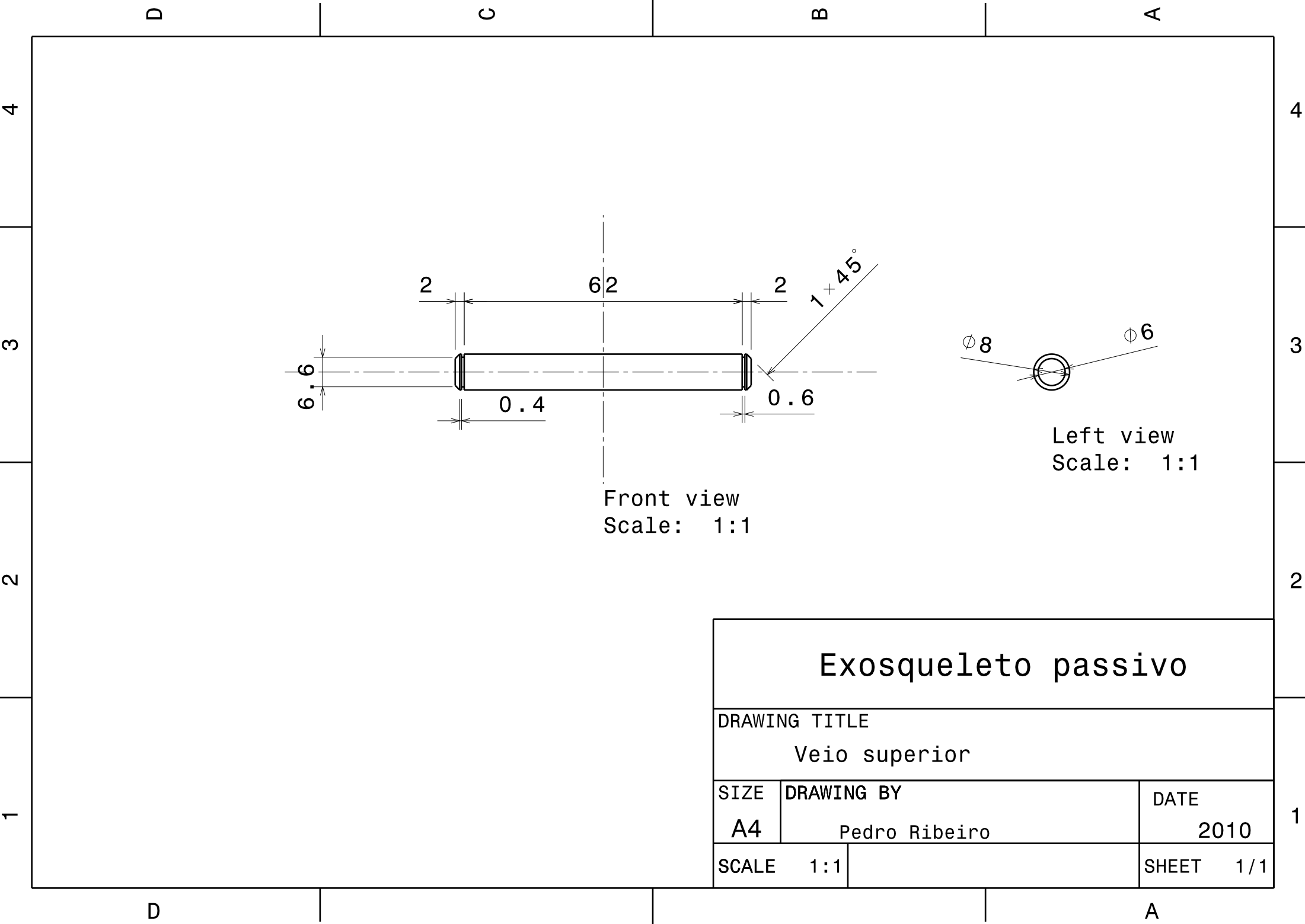
D

A





Exosqueleto passivo			
DRAWING TITLE			
Veio interior da coxa			
SIZE	DRAWING BY		DATE
A4	Pedro Ribeiro		2010
SCALE	1:4	SHEET	
		1 / 1	



# Bibliografia

- Alexander, R. (1988). *Elastic Mechanisms in Animal Movement*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Amundson, K., Raade, J., Harding, N., and Kazerooni, H. (2005). Hybrid hydraulic-electric power unit for field and service robots. *Proceedings of the IEEE IRS/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems: August 2-6, 2005; Alberta, Canada*, pages 3453–3458.
- Arezes, M., Barroso, M., Cordeiro, P., Costa, L., and Miguel, A. (2006). *Estudo Antropométrico da População Portuguesa*. Lisboa: Instituto para a Segurança, Higiene e Saúde no Trabalho.
- Banala, S., Agrawal, S., Fattah, A., Krishnamoorthy, V., Hsu, W., Scholz, J., and Rudolph, K. (2006). Gravity-balancing leg orthosis and its performance evaluation. *IEEE Transactions on Robotics*, 22(6):1228–1239.
- Blaya, J. and Herr, H. (2004). Control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 12(1):24–31.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech*, 22:1217–1227.
- Bowsher, K. A. and Vaughan, C. L. (1995). Effect of foot-progression angle on hip joint moments during gait. *J. Biomechanics*, 28(6):759–762.
- Calais-Germain, B. (2002). *Anatomia para o Movimento, Vol. 1: Introdução à Análise das Técnicas Corporais*. Editora Manole Ltda., 1<sup>a</sup> edição edition.
- Cavagna, G., Heglund, N., and Taylor, C. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol*, 233:R243–R261.
- Chu, A., Kazerooni, H., and Zozz, A. (2005). On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *Proc. of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation: Barcelona, Spain*, pages 4345–4352.
- Chu, C. and Chu, A. (2009). Passive exoskeleton.
- Colombo, R., Pisano, F., Mazzone, A., Delconte, C., Micera, S., Carrozza, M. C., Dario, P., and Minuco, G. (2007). Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.

- Cyberdyne (2010). Cyberdyne. [www.cyberdyne.jp](http://www.cyberdyne.jp). Consultado em Março, 2010.
- Daemar, I. (2010). Dmr o-rings catalog. [www.daemar.com](http://www.daemar.com). Consultado em Junho, 2010.
- Defrin, R., Benyamin, S. B., Aldubi, R. D., and Pick, C. G. (2005). Conservative correction of leg-length discrepancies of 10mm or less for the relief of chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.*, 86:2075–2080.
- DeVita, P., Torry, M., Glover, K., and Speroni, D. (1996). A functional knee brace alters joint torque and power patterns during walking and running. *J. Biomechanics*, 29:583–588.
- Dick, J. and Edwards, E. (1991). Human bipedal locomotion device. *U.S. Patent 5,016,869*.
- Drillis, R. & Contini, R. (1966). Body segment parameters. *New York: Office of Vocational Rehabilitation*, Report No.: No. 1166-03.
- Duncan, J., Kowalk, D., and Vaughan, C. (1997). Six degree of freedom joint power in stair climbing. *Gait and Posture*, 5:204–210.
- Durfee, W. and Hausdorff, J. (1990). Regulating knee joint position by combining electrical stimulation with a controllable friction brake. *Ann Biomed Eng*, 18:575–596.
- EPM (2010). Extrusion round cord stock catalog. [www.epm.com](http://www.epm.com). Consultado em Junho, 2010.
- Extrusal (2010). Catálogo técnico de perfis standard. [www.extrusal.pt](http://www.extrusal.pt). Consultado em Abril, 2010.
- Fabio, R., Zampieri, C., and Tuite, P. (2008). Gaze control and foot kinematics during stair climbing: Characteristics leading to fall risk in progressive supranuclear palsy. *Physical Therapy*, 88(2):240–250.
- Farley, C., Glasheen, J., and McMahon, T. (1993). Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol*, 185:71–86.
- Ferreira, A., Wanderley, B., da Silva, F., Ferreira, K., Silva, R., and Ângelo, R. (2009). Revisão anátomo-clínica da articulação do joelho. [www.wgate.com.br/fisioweb](http://www.wgate.com.br/fisioweb). Consultado em Outubro, 2009.
- Ferris, D., Czerniecki, J., and Hannaford, B. (2005). An ankle-foot orthosis powered by artificial muscles. *J Appl Biomech*, 21:189–197.
- Ferris, D., Gordon, K., Sawicki, G., and Peethambaran, A. (2006). An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control. *Gait Posture*, 23:425–428.
- Goldfarb, M. and Durfee, W. (1996). Design of a controlled brake orthosis for fes-aided gait. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4(1):13–24.
- Grabowski, A. and Herr, H. (2009). Leg exoskeleton reduces the metabolic cost of human hopping. *J Appl Physiol*.
- Grundmann, J. and Seireg, A. (1977). Computer control of multi-task exoskeleton for paraplegics. *Proceedings of the Second CISM/IFTOMM International Symposium on the Theory and Practice of Robots and Manipulators*, pages 233–240.

- Guizzo, E. and Goldstein, H. (2005). The rise of the body bots. *IEEE Spectrum*, 42(10):50–56.
- Hamill, J. and Knutzen, K. (1999). *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. Editora Manole Ltda.
- Herr, H. (1995). Crutch with elbow and shank springs. *US Patent 5,458,143*.
- Herr, H. (2009). Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6:21.
- Herr, H. and Gamow, R. (1997). Shoe and foot prosthesis with bending beam spring structures. *U.S. Patent 5,701,686*.
- Herr, H. and Gamow, R. (2000). Shoe and foot prosthesis with bending beam spring structures. *U.S. Patent 6,029,374*.
- Herr, H., Walsh, C., Valiente, A., and Pasch, K. (2006). Exoskeletons for running and walking. *U.S. Patent Application 60/736,929*.
- Hesse, S., Mehrholz, J., and Werner, C. (2008). Robot-assisted upper and lower limb rehabilitation after stroke: walking and arm/hand function. *Dtsch Arztebl Int*, 105(18):330–336.
- Hogan, N. (2002). Skeletal muscle impedance in the control of motor actions. *Journal of Mechanics in Medicine an Biology*, 2(3):359–373.
- Hristic, D., Vukobratovic, M., and Gracanin, F. (1978). Development and evaluation of modular active orthosis. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 137–146.
- Hristic, D., Vukobratovic, M., and Timotijevic, M. (1981). New model of autonomous 'active suit' for dystrophic patients. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 33–42.
- Hydro (2010). Standard profiles. [www.hydro.com](http://www.hydro.com). Consultado em Abril, 2010.
- INA (2010). Catálogo. [www.ina.com](http://www.ina.com). Consultado em Maio, 2010.
- Jaukovic, N. (1981). Active peroneal orthosis. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 13–20.
- Johnson, M. (2006). Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.
- Kaufman, K. and Sutherland, D. (2006). *Human Walking*. Lippincott Williams & Wilkins, 3<sup>a</sup> edition.
- Kawamoto, H., Lee, S., Kanbe, S., and Sankai, Y. (2003). Power assist method for hal-3 using emg-based feedback controller. *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, pages 1648–1653.
- Kawamoto, H. and Sankai, Y. (2002). Power assist system hal-3 for gait disorder person. lecture notes on computer science (Incs), vol. 2398/2002. *Proceedings of the International Conference on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP), Berlin, Germany*.

- Kazerooni, H. and Steger, R. (2006). The berkeley lower extremity exoskeleton. *Transactions of the ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurements, and Control*, 128:14–25.
- Keller, T., Weisberger, A., Ray, J., Hasan, S., Shiavi, R., and Spengler, D. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging and running. *Clinical Biomechanics*, 11:253–259.
- Ker, R., Bennett, M., Bibby, S., Kester, R., and Alexander, R. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325:147–149.
- Kong, K. and Jeon, D. (2006). Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, 15(3):367–378.
- Laboratory, N. B. (1988). Anthropometry and mass distribution for human analogues, volume i. military male aviators. *Anthropology Research Project*, I.
- Mackie, H. W., Stevenson, J. M., Reid, S. A., and Legg, S. J. (2005). The effect of simulated school load carriage configurations on shoulder strap tension forces and shoulder interface pressure. *Appl Ergon*, 36(2):199–206.
- Mankala, K., Banala, S., and Agrawal, S. (2009). Novel swing-assist un-motorized exoskeletons for gait training. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1):24.
- McMahon, T. and Cheng, G. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech*, 23(suppl 1):65–78.
- Nikitzuk, J., Weinberg, B., and Mavroidis, C. (2005). Rehabilitative knee orthosis driven by electro-rheological fluid based actuators. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2283–2289.
- Novacheck, T. (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7:77–95.
- Nowak, E. (1996). The role of anthropometry in design of work and life environments of the disabled population. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17:113–121.
- Palastanga, N., Field, D., and Soames, R. (2000). *Anatomia e Movimento Humano, Estrutura e Função*. Editora Manole Ltda, 3<sup>a</sup> edition.
- Peterson, D. and Bronzino, J. (2008). *Biomechanics Principles and Applications*. CRC Press.
- Pheasant, S. (1998). *Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work*. Taylor & Francis, London, 2 edition.
- Pheasant, S. (2006). *Bodyspace: anthropometry, ergonomics and the design of work*. Florida, USA: CRC Press.
- Popovic, D. and Schwirtlich, L. (1987). Hybrid powered orthoses. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 95–104.
- Popovic, D., Schwirtlich, L., and Radosavijevic, S. (1990). Powered hybrid assistive system. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 177–186.

- PowerSkip (2010). Powerskip. /www.powerskip.de. Consultado em Abril, 2010.
- Pratt, J., Krupp, B., Morse, C., and Collins, S. (2004). The roboknee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, New Orleans, LA, USA*, pages 2430–2435.
- Protopapadaki, A., Drechsler, W., Cramp, M., Coutts, F., and Scott, O. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22:203–210.
- Rodrigues, D. and da Silva, R. (2009). Fisiologia articular do membro inferior. www.wgate.com.br/fisioweb. Consultado em Outubro, 2009.
- Sawbones Worldwide, Pacific Research Laboratories, I. (2010). Composite bones. www.sawbones.com. Consultado em Novembro, 2010.
- Sawicki, G., Gordon, K., and Ferris, D. (2005). Powered lower limb orthoses: applications in motor adaptation and rehabilitation. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 206–211.
- Schneck, D. and Bronzino, J. (2003). *Biomechanics Principles and Applications*. CRC Press.
- Schwirtlich, L., Kovacevic, S., and Popovic, D. (1981). Clinical evaluation of the self-fitting modular orthoses by spastic paraplegics. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 21–32.
- Schwirtlich, L. and Popovic, D. (1984). Hybrid orthoses for deficient locomotion. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 23–32.
- Seeley, R., Stephens, T., and Tate, P. (2001). *Anatomia e Fisiologia*. Lusodidacta.
- Seireg, A. and Grundmann, J. (1981). Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics. *Biomechanics of Medical Devices*, pages 569–644.
- Shimada, K. and Hirata, T. (2007). Walking assistance device having a pelvis support member that is easy to wear.
- Shimano, I. (2010). Catálogo. www.shimano.com. Consultado em Junho, 2010.
- Stacoff, A., Diezi, C., Luder, G., Stüssi, E., and de Quervain, I. K. (2005). Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait and Posture*, 21:24–38.
- Tian, M. (2007). Design and building of a flexible-arm robot. Master’s thesis, Prairie view A&M University, College of Engineering, Texas.
- Tilley, A. (1993). *The measure of man and woman*. Human Factors Design. Henry Dreyfuss Associates, New York.
- Tomovic, R., Popovic, D., and Gracanin, F. (1978). A technology for self-fitting of orthoses. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 15–25.

- Tong, K. and Granat, M. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering & Physics*, 21:87–94.
- V. T. Inman, H. J. Ralston, F. T. (1981). *Human Locomotion, Human Walking*. Williams and Wilkins.
- Valiente, A. (2005). Design of a quasi-passive parallel leg exoskeleton to augment load carrying for walking. *Master's Thesis*.
- Vergheze, J., Wang, C., Xue, X., and Holtzer, R. (2008). Self-reported difficulty in climbing up or down stairs in nondisabled elderly. *Arch Phys Med Rehabil.*, 89(1):100–104.
- Vukobratovic, M. & Borovac, B. . S. D. . S. D. (1990). *Biped Locomotion: Dynamics, Stability, Control and Application*. Springer-Verlag.
- Vukobratovic, M., Borovac, B., Surla, D., and Stokic, D. (1990). *Scientific Fundamentals of Robotics 7, Biped Locomotion: Dynamics Stability, Control, and Application*.
- Vukobratovic, M., Hristic, D., and Stojiljkovic, Z. (1974). Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Med Biol Eng*, 12(1):66–80.
- Walsh, C. (2006). Biomimetic design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation. Master's thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- Westlake, K. P. and Patten, C. (2009). Pilot study of lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6:18.
- Whittle, M. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 15:369–387.
- Yagn, N. (1890a). Apparatus for facilitating walking, running, and jumping. *U.S. Patent 438830*.
- Yagn, N. (1890b). Apparatus for facilitating walking, running, and jumping. *U.S. Patent 420179*.
- Yamamoto, K., Hyodo, K., Ishii, M., and Matsuo, T. (2002). Development of power assisting suit for assisting nurse labor. *JSME International Journal. Series C*, 45(3):703–711.
- Yamamoto, K., Ishii, M., Hyodo, K., Yoshimitsu, T., and Matsuo, T. (2003). Development of power assisting suit (miniaturization of supply system to realize wearable suit). *JSME International Journal Series C*, 46(3):923–930.
- Zoss, A. and Kazerooni, H. (2006). Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton. *Advanced Robotics*, 20(9):967–988.
- Zoss, A., Kazerooni, H., and Chu, A. (2006). Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *IEEE ASME Trans Mechatron*, 11(2):128–138.